

Verfahren und Vorrichtung zur Bestimmung einer Bewegung eines menschlichen Auges

5

Die vorliegende Erfindung bezieht sich auf ein Verfahren und eine Vorrichtung zur Bestimmung einer Bewegung eines menschlichen Auges, wobei die Hornhaut des Auges mit optischer Strahlung beleuchtet wird.

- 10 In der Augenheilkunde wurden verschiedene Verfahren entwickelt, um eine Fehlsichtigkeit bei einem Patienten durch Veränderung der Hornhaut des entsprechenden Auges des Patienten zu behandeln. So kann mit Hilfe von Laserstrahlung gezielt die Krümmung der Hornhaut eines menschlichen Auges verändert werden. Beispiele dafür sind die mit den Akronymen LASIK, PRK und LASEK bezeichneten, bekannten Verfahren. Bei diesen Verfahren wird ein
- 15 Behandlungslaserstrahl scannend über die zu korrigierende Pupillenfläche geführt, der dabei eine Veränderung der Hornhaut bewirkt. Diese Veränderung der Hornhautgeometrie muß an festgelegten relativen Positionen zur Sehachse des Auges erfolgen, um eine Verbesserung oder Beseitigung der Fehlsichtigkeit erreichen zu können.

- 20 Das Auge führt jedoch während des Behandlungszeitraums eine Vielzahl von willkürlichen und vor allem unwillkürlichen Bewegungen, beispielsweise Sakkaden, Mikrosakkaden, Torsionsbewegungen usw., aus, mit denen eine entsprechende Bewegung der Sehachse einhergeht. Solche Bewegungen verhindern jedoch während der Behandlung eine präzise Ausrichtung des Behandlungslaserstrahls in Bezug auf die Sehachse.

25

Um solche Abweichungen zu reduzieren oder zu verhindern werden verschiedene Verfahren eingesetzt.

- Bei einer ersten Klasse von Verfahren wird versucht, eine Augenbewegung vollständig zu unterdrücken. Dazu können beispielsweise mit einem Behandlungsgerät verbundene, sogenannte Applanationsobjekte, beispielsweise Platten oder gekrümmte Kontaktgläser,
- 30

eingesetzt werden, die durch mechanischen Druck und/oder Vakuum am vorderen Augenabschnitt gehalten sind. Durch die mechanische Kopplung des Auges mit dem Behandlungsgerät wird die Augenbewegung relativ zu dem Behandlungsgerät unterdrückt. Der Behandlungslaserstrahl kann daher präzise relativ zu der Sehachse des Auges ausgerichtet werden. Die Verwendung solcher Applanationsobjekte ist jedoch häufig unerwünscht.

Bei einer zweiten Klasse von Verfahren werden die Auswirkungen der Augenbewegung auf die Ausrichtung des Behandlungslaserstrahls relativ zu der Sehachse durch gezielte und zeitnahe Nachführung des Behandlungslaserstrahls entsprechend der Augenbewegung kompensiert. Hierzu ist es notwendig, die Bewegung des Auges zu erfassen.

Die Bewegungserfassung basiert meist auf einer Videoerfassung des vorderen Augenabschnitts und einer nachfolgenden digitalen Bildverarbeitung und -auswertung. Dabei können typische Merkmale des Auges, beispielsweise der Pupillenrand oder der Übergang zwischen Iris und Sklera, erfaßt und deren Bewegung und Position ermittelt werden.

Bei weiteren Verfahren zur Bewegungserfassung werden der Pupillenrand, die Sklera-Grenze oder künstlich aufgebrachte Marken, wie in EP 125 28 72, gescannt.

Aus den ermittelten Positions- und Bewegungsdaten wird dann ein Kompensationssignal generiert, welches zur Positionierung des Behandlungslaserstrahls benutzt wird.

Die videobasierten Verfahren weisen jedoch den Nachteil auf, daß die Bewegungs- und Positionssignale mit unzureichender Geschwindigkeit bzw. Frequenz erzeugt werden. Schnelle Augenbewegungen können durch die Verfahren nicht verfolgt werden, so daß es bei hohen Genauigkeitsanforderungen an die Ausrichtung des Behandlungslaserstrahls in Bezug auf die Sehachse des Auges zu erheblichen Abweichungen zwischen der Soll-Position des Behandlungslaserstrahls und der Ist-Position des Behandlungslaserstrahls in Bezug auf die Sehachse des Auges kommen kann.

Im übrigen wird die Bewegung des Auges nur in zwei Raumdimensionen erfaßt, die im wesentlichen senkrecht zur Sehachse des Auges verlaufen.

Der vorliegenden Erfindung liegt daher die Aufgabe zugrunde, ein Verfahren und eine Vorrichtung zur Bestimmung einer Augenbewegung bereitzustellen, das bzw. die eine schnelle Bestimmung der Augenbewegung mit hoher Genauigkeit ermöglicht.

Die Aufgabe wird gelöst durch ein Verfahren zur Bestimmung einer Bewegung eines Auges, bei dem optische Strahlung als Beleuchtungsstrahlenbündel auf die Hornhaut des Auges gestrahlt

5 wird, unter Verwendung der von der Hornhaut als Detektionsstrahlenbündel zurückgeworfenen optischen Strahlung zeitlich aufgelöst Abstandssignale entsprechend dem Abstand der Hornhaut von einer vorgegebenen Referenzebene gebildet werden, und aus den Abstandssignalen Lage- oder Bewegungssignale entsprechend einer Lage oder Bewegung des Auges gebildet werden.

10 Die Aufgabe wird weiter gelöst durch eine Vorrichtung zur Bestimmung einer Bewegung eines Auges mit einer Beleuchtungseinrichtung, die im Betrieb optische Strahlung erzeugt und als Beleuchtungsstrahlenbündel zur Beleuchtung wenigstens eines Bereichs auf der Hornhaut des Auges abstrahlt, mit einer Abstandsermittlungseinrichtung, die zeitaufgelöst das von der
15 Hornhaut als Detektionsstrahlenbündel zurückgeworfene Beleuchtungsstrahlenbündel empfängt und ein Abstandssignal unter Verwendung der empfangenen optischen Strahlung des Detektionsstrahlenbündels entsprechend einem Abstand der Hornhaut von einer Referenzebene, die relativ zu der Abstandsermittlungseinrichtung festgelegt ist, bildet, und mit einer Auswerteeinrichtung, die unter Verwendung des Abstandssignals ein Lage- oder Bewegungssignal entsprechend einer Lage oder Bewegung des Auges erzeugt.

Das erfindungsgemäße Verfahren ist mit der erfindungsgemäßen Vorrichtung durchführbar.

20 Die Erfindung nutzt den Umstand aus, daß die Hornhaut des Auges eine typische Form, näherungsweise die eines Abschnitts einer Ellipsoid- bzw. Toroid-Oberfläche, insbesondere einer Kugelkappe, aufweist und so aus der Messung des Abstands der Hornhaut von einer in Bezug auf die erfindungsgemäße Vorrichtung zumindest beim Betrieb vorgegebenen, zu dem Detektionsstrahlenbündel im Wesentlichen orthogonalen Referenzebene unter Verwendung der
25 Form der Hornhaut deren Lage bzw. Lageänderung bestimmbar ist.

Die Messung des Abstands erfolgt erfindungsgemäß berührungslos mit optischer Strahlung, die im Rahmen der Erfindung insbesondere auch infrarote Strahlung und/oder sichtbares Licht umfassen kann. Zur Erzeugung der optischen Strahlung ist bei der erfindungsgemäßen
30 Vorrichtung die Beleuchtungseinrichtung vorgesehen, die insbesondere eine Strahlungsquelle für die optische Strahlung enthält. Darüber hinaus können noch weitere ablenkende oder strahlenbündelformende Elemente vorgesehen sein, um das Beleuchtungsstrahlenbündel zu formen.

35 Um eine Wahrnehmung des Beleuchtungsstrahlenbündels durch den Patienten zu vermeiden, wird vorzugsweise infrarote Strahlung verwendet.

Das Beleuchtungsstrahlenbündel wird auf die Hornhaut des Auges gestrahlt, wo ein beleuchteter Fleck bzw. Leuchtfleck entsteht. Von der Hornhaut wird dann die optische

Strahlung des Beleuchtungsstrahlenbündels als Detektionsstrahlenbündel zurückgeworfen, vorzugsweise reflektiert. Je nach Art der optischen Wechselwirkung (Reflexion, Rückstreuung) kann das Beleuchtungsstrahlenbündel an unterschiedlichen Schichten der Hornhaut, beispielsweise dem Epithel, der Bowman-Membran, der Descemet-Membran und/oder dem Endothel, zurückgeworfen werden.

Unter Verwendung der von der Hornhaut als Detektionsstrahlenbündel zurückgeworfenen optischen Strahlung werden dann zeitlich aufgelöst Abstandssignale entsprechend dem Abstand der Hornhaut von der vorgegebenen Referenzebene gebildet. Hierzu weist die erfindungsgemäße Vorrichtung die Abstandsermittlungseinrichtung auf, die wenigstens einen Teil des Detektionsstrahlenbündels empfängt und aus dessen Eigenschaften allein oder auch in Verbindung mit denen des Beleuchtungsstrahlenbündels ein Abstandssignal bildet. Die Referenzebene nimmt dabei relativ zu der Abstandsermittlungseinrichtung eine feste Lage ein und kann dabei insbesondere durch die Lage der Abstandsermittlungseinrichtung und/oder der Beleuchtungseinrichtung gegeben sein. Vorzugsweise besitzt die Vorrichtung noch einen Kopfhalter, in der der Kopf mit dem Auge in einer vorgegebenen Position gehalten werden kann, so daß Bewegungen des Auges durch Bewegung des Kopfes weitgehend ausgeschlossen werden können.

Die Abstandsermittlungseinrichtung kann insbesondere einen Photodetektor zum Empfang wenigstens eines Teils des Detektionsstrahlenbündels aufweisen, der für wenigstens eine Wellenlänge der verwendeten optischen Strahlung sensitiv ist. Die Signale des Photodetektors können durch eine Detektionsschaltung analog und/oder digital in die Abstandssignale umgesetzt werden.

Die zeitliche Auflösung, die unter anderem durch die Erfassungsfrequenz des Photodetektors und die Verarbeitungsgeschwindigkeit der Detektionsschaltung bestimmt ist, ist vorzugsweise so groß, daß auch schnelle Änderungen der Lage oder des Bewegungszustandes des Auges genau erfaßt werden.

Aus den Abstandssignalen werden schließlich Lage- oder Bewegungssignale entsprechend einer Lage oder Bewegung des Auges gebildet und ausgegeben. Die erfindungsgemäße Vorrichtung verfügt dazu über eine Auswerteeinrichtung, die mit der Abstandsermittlungseinrichtung zum Empfang der Abstandssignale über eine Signalverbindung verbunden ist und mittels der unter Verwendung des Abstandssignals ein Lage- oder Bewegungssignal entsprechend einer Lage oder Bewegung des Auges bildbar ist. Während sich das Lagesignal auf die augenblickliche Lage des Auges bezieht, wird unter einem Bewegungssignal ein Signal verstanden, das eine Lageänderung zwischen wenigstens zwei

verschiedenen Erfassungszeitpunkten bzw., nach Division durch ein entsprechendes Zeitintervall, eine entsprechende Geschwindigkeit wiedergibt.

Die Bildung eines Lage- oder Bewegungssignals erfolgt dabei auf der Basis einer Annahme
5 über die Form der Hornhaut im Bereich des Beleuchtungsstrahls bzw. eines entsprechenden Modells. Insbesondere kann, wie zuvor erwähnt, bei Messung im Bereich des Scheitels der Hornhaut angenommen werden, daß die Hornhaut in diesem Bereich näherungsweise die Form eines Bereichs einer Ellipsoidoberfläche, insbesondere einer Kugelkappe, besitzt, dessen Radius entweder allgemein als Mittelwert angenommen oder individuell ermittelt werden kann.
10 In genaueren Modellen können für verschiedene Schichten verschiedene Radien zugrunde gelegt werden. In diesem Fall ist es wichtig zu wissen, an welcher der Schichten das Beleuchtungsstrahlenbündel am stärksten zurückgeworfen wird.

Aus dem Abstand des beleuchteten Flecks von der Referenzebene und der bekannten
15 Richtung des Beleuchtungs- wie auch des Detektionsstrahlenbündels kann dann auf der Basis des Modells der Hornhaut die Lage bzw. Bewegung der Kugelkappe bzw. Hornhaut und damit des Auges ermittelt werden.

Die Ermittlung des Lage- oder Bewegungssignals kann dabei analog oder digital erfolgen. Die
20 hierbei auszuführenden Operationen sind im Vergleich zu den einleitend geschilderten video-basierten Verfahren einfach und können daher besonders schnell digital, bevorzugt analog durchgeführt werden.

Das Lage- oder Bewegungssignal kann dann digital oder analog ausgegeben werden.
25

Das erfindungsgemäße Verfahren und die erfindungsgemäße Vorrichtung gestatten daher eine besonders einfache und schnelle Bestimmung der Augenbewegung.

Das mögliche räumliche Auflösungsvermögen des erfindungsgemäßen Verfahrens bzw. der
30 erfindungsgemäßen Vorrichtung für die Lage des Auges hängt unter anderem von dem Verhältnis des Durchmessers des von dem Beleuchtungsstrahl auf der Hornhaut beleuchteten Bereichs bzw. Flecks zu einem Krümmungsradius der Hornhaut ab. So ist es bei dem erfindungsgemäßen Verfahren bevorzugt, daß das Beleuchtungsstrahlenbündel an der Hornhaut einen Durchmesser zwischen 2 μm und 20 μm aufweist. Bei der erfindungsgemäßen
35 Vorrichtung ist es bevorzugt, daß die Beleuchtungseinrichtung so ausgebildet ist, daß beim Betrieb ein Durchmesser des Beleuchtungsstrahlenbündels auf der Hornhaut des vor der Vorrichtung angeordneten Auges zwischen 2 μm und 20 μm liegt. In diesem Durchmesserbereich wird eine bessere Auflösung erreicht, als bei Beleuchtungsstrahlenbündeln mit kleineren Durchmessern, bei denen je nach verwendeter

Wellenlänge der optischen Strahlung Beugungseffekte die räumliche Auflösung verschlechtern können. Besonders bevorzugt wird ein Durchmesser von 10µm verwendet. Zur Einstellung des Strahlenbündeldurchmessers auf der Hornhaut kann die Beleuchtungseinrichtung bevorzugt eine strahlenbündelformende Optik aufweisen. Die strahlenbündelformende Optik kann dabei insbesondere wenigstens eine Blende und eine oder mehrere Linsen umfassen.

Die Abstandsbestimmung kann mit verschiedenen Verfahren zur optischen Abstandsbestimmung erfolgen.

- 10 Bei einer ersten Alternative wird im Wesentlichen ein interferometrisches Verfahren verwendet. So ist es bei dem erfindungsgemäßen Verfahren bevorzugt, daß aus dem Beleuchtungsstrahlenbündel ein Referenzstrahlenbündel ausgekoppelt wird, das Referenzstrahlenbündel mit dem Detektionsstrahlenbündel überlagert wird, und das Abstandssignal durch Detektion von Interferenzen der überlagerten Strahlenbündel gebildet
- 15 wird. Bei der erfindungsgemäßen Vorrichtung ist es dazu bevorzugt, daß die Abstandsermittlungseinrichtung einen Interferometerabschnitt aufweist, mit dem beim Betrieb zusammen mit der Hornhaut ein Interferometer entsteht. Die Hornhaut wirkt dabei als ein optische Strahlung zurückwerfendes Element. Aus dem Beleuchtungsstrahlenbündel wird also ein Referenzstrahlenbündel ausgekoppelt, das mit dem von der Hornhaut als
- 20 Detektionsstrahlenbündel zurückgeworfenen Beleuchtungsstrahlenbündel überlagert wird. Während das Referenzstrahlenbündel einen bekannten, zeitlich konstanten oder variablen optischen Weg zurücklegt, hängt die optische Weglänge, die das Beleuchtungsstrahlenbündel nach der Auskopplung und nach Reflexion an der Hornhaut als Detektionsstrahlenbündel zurücklegt, von der Position der Hornhaut ab. Interferenzen, die mittels einer
- 25 Detektionseinrichtung der Abstandsermittlungseinrichtung erfaßbar sind, stellen sich dann ein, wenn die resultierende optische Wegdifferenz kleiner als die zeitliche Kohärenzlänge der optischen Strahlung des Beleuchtungsstrahls ist. Ein solches Verfahren ermöglicht einen einfachen optischen Aufbau.
- 30 Besonders bevorzugt können das erfindungsgemäße Verfahren und die erfindungsgemäße Vorrichtung ähnlich wie ein optischer Kohärenztomograph ausgebildet sein. Bei dem erfindungsgemäßen Verfahren ist es bevorzugt, daß die optische Weglänge für das Referenzstrahlenbündel vor der Überlagerung, der Beleuchtungsstrahl nach Abteilung des Referenzstrahlenbündels und/oder das Detektionsstrahlenbündel vor der Überlagerung mit
- 35 einem vorgegebenen Zeitprogramm variiert wird, daß die Intensität der überlagerten Referenz- und Detektionsstrahlenbündel zeitaufgelöst entsprechend dem Zeitprogramm detektiert wird, und daß aus der detektierten Intensität ein Abstandssignal gebildet wird. Bei der erfindungsgemäßen Vorrichtung ist es dazu bevorzugt, daß die Beleuchtungseinrichtung zur Abgabe von optischer Strahlung mit einer vorgegebenen zeitlichen Kohärenzlänge ausgebildet

ist, der Interferometerabschnitt wenigstens einen in dem Weg des Beleuchtungsstrahlenbündels angeordneten Strahlteiler zur Bildung eines Referenzstrahlenbündels aus der optischen Strahlung der Beleuchtungseinrichtung, wenigstens ein optisches Funktionselement zur Überlagerung des Referenzstrahlenbündels mit dem Detektionsstrahlenbündel und eine
5 Einrichtung zur Variation der optischen Weglänge des Weges des Referenzstrahlenbündels zwischen dem Strahlteiler und dem optischen Funktionselement oder der optischen Weglänge des Weges des Beleuchtungsstrahlenbündels nach dem Strahlteiler und/oder zwischen dem von dem Beleuchtungsstrahlenbündel auf der Hornhaut beleuchteten Flecks und dem optischen Funktionselement entsprechend einem vorgegebenen Zeitprogramm aufweist, und die
10 Abstandsermittlungseinrichtung eine Detektionseinrichtung aufweist, mittels der die Intensität der überlagerten Referenz- und Detektionsstrahlenbündel entsprechend dem Zeitprogramm erfaßbar und in ein Abstandssignal umsetzbar sind. Insbesondere kann der Abstand der Hornhaut dadurch bestimmt werden, daß ermittelt wird, bei welcher optischen Weglängendifferenz eine Interferenz auftritt. Das Auftreten einer Interferenz setzt nämlich
15 voraus, daß der Betrag der Weglängendifferenz kleiner als die zeitliche Kohärenzlänge ist. Bei dieser Weiterbildung kann eine einfache Vorrichtung verwendet werden, die bei hoher Genauigkeit einen großen Abstandsbereich abtasten kann. Das optische Funktionselement kann insbesondere auch Teil der Einrichtung zur Variation der optischen Weglänge sein.

20 Um eine besonders gute Auflösung bei der Abstandsbestimmung zu erzielen, ist es bevorzugt, daß die zeitliche Kohärenzlänge der verwendeten optischen Strahlung zwischen 1 μm und 10 μm liegt.

Die Variation der optischen Weglänge kann grundsätzlich beliebig erfolgen. So ist
25 beispielsweise eine Änderung des Brechungsindex entlang wenigstens eines Teils des Weges möglich. Bei dem Verfahren ist es jedoch bevorzugt, daß zur Variation der optischen Weglänge ein Reflektor linear hin- und herbewegt wird. Bei der erfindungsgemäßen Vorrichtung ist es dazu bevorzugt, daß die Einrichtung zur Variation der optischen Weglänge einen linear hin- und herbewegbaren Reflektor umfaßt. Die optische Weglänge ist auf diese Weise besonders
30 einfach auch über größere Bereiche veränderbar, wobei gleichzeitig die Lage des Reflektors einfach bestimmbar ist. Zur Bewegung des Reflektors kann insbesondere eine entsprechende Antriebseinrichtung vorgesehen sein, mittels derer Lagesignale abgebar sind, die die Lage des Reflektors und damit die Länge des optischen Weges des Referenzstrahlenbündels wiedergeben.

35

Bei einer anderen Variante des Verfahrens ist es bevorzugt, daß zur Variation der optischen Weglänge mehrere reflektierende Flächenabschnitte um eine Achse gedreht werden, die in radialer Richtung von der Achse unterschiedliche Abstände aufweisen. Bei der erfindungsgemäßen Vorrichtung ist es dazu bevorzugt, daß die Einrichtung zur Variation der

optischen Weglänge eine durch einen Antrieb um eine Achse dreh- oder schwenkbare Reflektoranordnung umfaßt, die mehrere reflektierende Abschnitte mit jeweils unterschiedlichem Abstand zu der Achse aufweisen. Besonders bevorzugt erfolgt die Drehung mit einer konstanten Drehfrequenz entweder kontinuierlich oder in Schritten. Die Drehachse
5 kann insbesondere orthogonal zu der Richtung des Referenzstrahlenbündels orientiert sein. Bei einer solchen Anordnung kann die optische Weglänge während einer Umdrehung des Spiegels mit konstanter Geschwindigkeit geändert werden. Darüber hinaus sind die mechanischen Anforderungen an die Lagerung der Reflektoranordnung nicht sehr hoch, da Unwuchten durch entsprechende Masseverteilung in der Reflektoranordnung vermieden werden können. Wird
10 eine Anordnung mit mehreren ebenen Reflektorflächen verwendet, unterscheiden sich die Abstände benachbarter Reflektorflächen vorzugsweise um ein bis zwei zeitliche Kohärenzlängen. Auf diese Weise ergibt sich eine besonders gute Abstandsauflösung.

Bei einer zweiten Alternative zur Bestimmung des Abstands ist es bei dem erfindungsgemäßen
15 Verfahren bevorzugt, daß das Beleuchtungsstrahlenbündel für wenigstens eine Wellenlänge in einem vorgegebenen Bereich für mögliche Lagen der Hornhaut fokussiert wird, daß das Detektionsstrahlenbündel mittels einer Detektionsoptik in den Bereich einer feinen Lochblende fokussiert wird, deren Öffnung für die Wellenlänge in einer zu einer der Wellenlänge zugeordneten Objekzebene in dem vorgegebenen Bereich für mögliche Lagen der Hornhaut in
20 Bezug auf die Detektionsoptik konjugierten Ebene liegt, und daß das Abstandssignal durch Detektion der die feine Lochblende passierenden optischen Strahlung gebildet wird. Bei der erfindungsgemäßen Vorrichtung ist es dazu bevorzugt, daß die Vorrichtung eine Beleuchtungsoptik zur Fokussierung des Beleuchtungsstrahlenbündels für wenigstens eine Wellenlänge in einem vorgegebenen Bereich für mögliche Lagen der Hornhaut aufweist, und
25 daß die Abstandsermittlungseinrichtung in einem Detektionsstrahlengang eine Detektionsoptik, eine dieser nachgeordnete feine Lochblende und eine nach der Lochblende angeordnete Detektionseinrichtung zur Detektion der optischen Strahlung hinter der feinen Lochblende aufweist, wobei eine Ebene einer Öffnung der feinen Lochblende in Bezug auf die Detektionsoptik für die Wellenlänge zu einer der Wellenlänge zugeordneten Objekzebene in
30 dem Bereich für mögliche Lagen der Hornhaut in Bezug auf die Detektionsoptik konjugiert ist. Unter einer feinen Lochblende wird dabei eine Lochblende mit sehr kleiner Öffnung verstanden, die häufig auch als "pinhole" oder "pinhole-Blende" bezeichnet wird. Mittels der Beleuchtungseinrichtung wird die optische Strahlung für wenigstens eine Wellenlänge in den vorgegebenen Bereich für mögliche Lagen der Hornhaut fokussiert, wobei die optische
35 Strahlung die Hornhaut beleuchtet. Der Bereich für mögliche Lagen der Hornhaut ist in Bezug auf die Abstandsermittlungseinrichtung vorgegeben und festgelegt. Insbesondere wird er durch die Abbildungsgeometrie der Beleuchtungsoptik bestimmt. Bei Verwendung der Erfindung ist durch entsprechende Positionierung des Patienten das Auge des Patienten in diesen Bereich zu bringen. Ein wesentlicher Anteil der von der Hornhaut zurückgeworfenen optischen

Strahlung wird nur dann die Lochblende passieren und die Detektionseinrichtung erreichen, wenn der reelle oder virtuelle Fokus des von der Hornhaut zurückgeworfenen Beleuchtungsstrahlenbündels in der der Wellenlänge zugeordneten, durch die Vorrichtung vorgegebenen Objektebene oder in einem Bereich mit einer der Schärfentiefe der Detektions-
5 optik entsprechenden Breite um diese Objektebene liegt. Insbesondere kann der Fokus auf der Hornhautoberfläche liegen. Dieser Fokus wird dann in die Öffnung der Lochblende abgebildet und kann durch diese hindurch treten. Der Abstand der Hornhaut von der Referenzebene ist aus der Lage der Objektebene zu der Referenzebene ermittelbar, wenn optische Strahlung durch die Lochblende tritt. Insofern wird das an sich bekannte Verfahren der konfokalen
10 Detektion von reflektiertem Licht an Oberflächen verwendet. Diese Weiterbildung erlaubt die Verwendung von Beleuchtungseinrichtungen unabhängig von den damit erreichbaren Kohärenzeigenschaften der abgegebenen optischen Strahlung.

Bei einer Ausführungsform des erfindungsgemäßen Verfahrens ist es dann bevorzugt, daß der
15 Bereich möglicher Abstände der Hornhaut zu der Referenzebene durch Veränderung des Abstands zwischen der Objektebene und der feinen Lochblende abgetastet werden. So kann zum einen durch Bewegung der der Wellenlänge zugeordneten Objektebene ein vorgegebener Abstandsbereich abgetastet werden. Dies kann insbesondere durch Bewegung der Beleuchtungs- und/oder Detektionsoptik und/oder durch Änderung der Brennweite der
20 Beleuchtungs- und/oder Detektionsoptik erfolgen. Eine Änderung der Brennweiten kann dabei beispielsweise durch Verwendung eines motorisch verstellbaren Zoom-Objektivs ermöglicht werden. Es ist zum anderen möglich, zur Abtastung des Abstandsbereichs die Lochblende in Richtung des Detektionsstrahlengangs zu bewegen. Schließlich ist auch eine Kombination dieser Methoden möglich. Bei der erfindungsgemäßen Vorrichtung ist es daher bevorzugt, daß
25 die Lage der Beleuchtungs- und/oder Detektionsoptik und/oder der Lochblende und/oder die Brennweite der Beleuchtungs- und/oder Detektionsoptik mittels eines Antriebs innerhalb eines vorgegebenen Bereichs veränderbar ist. Ein signifikanter Anteil des Detektionsstrahlenbündels wird dann die Lochblende passieren, wenn der reelle oder virtuelle Fokus des von der Hornhaut zurückgeworfenen Beleuchtungsstrahlenbündels in der zu der Ebene der Öffnung der
30 Lochblende konjugierten Objektebene liegt ist. Durch Korrelation der Detektion einer entsprechenden Intensität mit der entsprechenden Lage oder Brennweite des entsprechenden optischen Bauelements ist dann das Abstandssignal bildbar. Diese Weiterbildung erlaubt die Verwendung einfacher optischer Bauelemente, insbesondere wenn die optische Strahlung des Beleuchtungsstrahlenbündels sehr schmalbandig ist.

35 Um eine besonders schnelle Abstandsermittlung zu ermöglichen, ist es bei dem erfindungsgemäßen Verfahren besonders bevorzugt, daß optische Strahlung verschiedener Wellenlängen verwendet wird, und das Beleuchtungs- und/oder das Detektionsstrahlenbündel durch wenigstens ein mit starker chromatischer Längsaberration behaftetes optisches

Funktionselement geführt wird. Unter „stark“ wird dabei verstanden, daß die Längsaberration über der Rayleigh-Länge liegt. Es kann sich dabei z.B. um ein stark dispersives Element handeln, weshalb nachfolgend zur Vereinfachung auch von stark dispersivem Element gesprochen wird.

5

Ein Abstandssignal kann durch Ermittlung der Wellenlänge der optischen Strahlung hinter der Lochblende gebildet werden. Bei der erfindungsgemäßen Vorrichtung ist es dazu bevorzugt, daß mittels der Beleuchtungseinrichtung optische Strahlung verschiedener Wellenlängen abgebar ist, und eine strahlenbündelformende Optik der Beleuchtungseinrichtung, die
10 Beleuchtungsoptik und/oder die Detektionsoptik starke Längsaberration hat. Auf diese Weise werden für verschiedene Wellenlängen jeweils zueinander beabstandete, zu der Lochblende konjugierte Objektebenen gleichzeitig gebildet, so daß ein entsprechender Abstandsbereich gleichzeitig abtastbar ist.

15 Sind die strahlenbündelformende Optik und/oder die Beleuchtungsoptik stark dispersiv, werden die Anteile des gegebenenfalls an der Hornhaut reflektierten Beleuchtungsstrahlenbündels mit unterschiedlichen Wellenlängen auf voneinander beabstandete, den jeweiligen Wellenlängen zugeordnete Ebenen im Bereich der Hornhaut fokussiert. Es werden dann nur solche von der Hornhaut zurückgeworfene Anteile mit einer signifikanten Intensität die feine Lochblende
20 passieren, deren Fokus in der der Wellenlänge entsprechenden Objektebene liegt.

Hat die Detektionsoptik starke Längsaberration, werden Anteile des Detektionsstrahlenbündels entsprechend ihrer Wellenlänge in verschiedenen Abständen von der Lochblende fokussiert, so daß nur solche Anteile des von der Hornhaut zurückgeworfenen Beleuchtungsstrahlenbündels
25 die Lochblende passieren, die in die Lochblende abgebildet werden. Das sind solche Anteile, deren Fokus nach oder bei Reflexion an der Hornhaut in der zugeordneten Objektebene liegt. Der Wellenlänge entspricht dann ein bestimmter Abstand der Hornhaut von der Vorrichtung. Auf diese Weise kann die Verwendung von bewegten Bauteilen wie z.B. Dreh- oder Schwingspiegeln vermieden werden.

30

Um eine gute Auflösung bei gleichzeitig geringen Anforderungen an die auf das Auge gestrahlte Intensität zu erzielen, ist es bevorzugt, daß das Beleuchtungsstrahlenbündel in der der Wellenlänge zugeordneten Objektebene im Wesentlichen den gleichen Durchmesser aufweist wie die Lochblende. Der Strahlenbündeldurchmesser liegt dabei vorzugsweise im Bereich
35 zwischen 2 μm und 20 μm . Besonders bevorzugt ist ein Strahlenbündeldurchmesser von etwa 10 μm .

Optische Strahlung mit verschiedenen Wellenlängen kann auf unterschiedliche Weise bereitgestellt werden. So ist es bei einer Ausführungsform des erfindungsgemäßen Verfahrens

- bevorzugt, daß in vorgegebener zeitlicher Folge im Wechsel Beleuchtungsstrahlenbündel optischer Strahlung in wenigstens zwei verschiedenen Spektralbereichen verwendet werden. Bei der erfindungsgemäßen Vorrichtung ist es dazu bevorzugt, daß die Beleuchtungseinrichtung zur Abgabe von optischer Strahlung in wenigstens zwei verschiedenen Spektralbereichen in einer vorgegebenen zeitlichen Folge ausgebildet ist. Der Wechsel der Wellenlängen kann dabei vorzugsweise mit einer Frequenz erfolgen, die so hoch ist, daß auch eine schnelle Augenbewegung noch verfolgbar ist, z.B. mit Frequenzen über 100 Hz, bevorzugt über 10 kHz. Die Beleuchtungseinrichtung kann hierzu wenigstens zwei Strahlungsquellen zur Abgabe optischer Strahlung jeweils verschiedener Wellenlängen und/oder verschiedener Farben aufweisen. Beispielsweise können entsprechend angesteuerte Leuchtdioden oder Laser verwendet werden. Hierdurch wird die auf das Auge abgegebene Leistung der optischen Strahlung sehr gering gehalten. Darüber hinaus können Strahlungsquellen jeweils geringer mittlerer Leistung verwendet werden.
- Bei einer anderen Ausführungsform des erfindungsgemäßen Verfahrens ist es bevorzugt, daß das Beleuchtungsstrahlenbündel optische Strahlung in einem Spektralbereich umfaßt. Bei der erfindungsgemäßen Vorrichtung ist es dazu bevorzugt, daß die Beleuchtungseinrichtung eine Strahlungsquelle zur Abgabe von optischer Strahlung in einem vorgegebenen Spektralbereich umfaßt. Der Spektralbereich ist hierzu in Bezug auf die Lage und Breite vorzugsweise in Abhängigkeit von der chromatischen Längsaberration des dispersiven Funktionselements bzw. der Beleuchtungs- und/oder Detektionsoptik gewählt. Vorzugsweise liegt die Breite im Bereich von etwa $\Delta \lambda > \frac{\lambda}{5}$. Der Spektralbereich kann insbesondere zwischen 400 nm und 700 nm liegen. Es kann so ein Kontinuum von Fokuslagen erhalten werden, das eine genaue Abstandsbestimmung erlaubt. Beleuchtungseinrichtungen zur Abgabe optischer Strahlung in einem Spektralbereich sind sehr einfach herzustellen, da sie als Strahlungsquellen beispielsweise eine Glühlampe oder eine Weißlicht-Leuchtdiode besitzen können. Letztere zeichnet sich unter anderem durch eine sehr geringe Wärmeentwicklung und eine geringe Abgabe von außerhalb des gewünschten Spektralbereichs auftretender Wärmestrahlung aus. Weiterhin kann eine Superluminiszenzdiode verwendet werden, deren Emissionsspektrum ein Spektralband im roten Bereich zwischen 635 nm und 670 nm mit einer Breite zwischen 20 nm und 50 nm aufweist.

- Aus dem Anteil der Detektionsstrahlung, der die Lochblende passiert, kann auf unterschiedliche Weise auf den Abstand zurückgeschlossen bzw. ein Abstandssignal gebildet werden. Bei einer Ausführungsform des erfindungsgemäßen Verfahrens ist es bevorzugt, daß die Intensität des Detektionsstrahlenbündels hinter der feinen Lochblende spektral und zeitlich aufgelöst unter Bildung des Abstandssignals detektiert wird. Bei der erfindungsgemäßen Vorrichtung ist es dazu bevorzugt, daß die Detektionseinrichtung zur spektral und zeitlich aufgelösten Detektion

der optischen Strahlung hinter der feinen Lochblende ausgebildet ist. Die Detektionseinrichtung kann hierzu insbesondere ein Spektrometer aufweisen. Besonders bevorzugt wird jedoch ein farbempfindlicher Photodetektor verwendet. Diese Ausführungsform zeichnet sich durch einen besonders einfachen und robusten Aufbau aus. Aus der Farbe der empfangenen optischen Strahlung kann dann einfach auf den Abstand der Hornhaut von der Vorrichtung geschlossen werden. Diese Art der Detektion eignet sich für die beiden zuvor geschilderten Beleuchtungsalternativen, wobei die Frequenz, mit der die optische Strahlung detektiert wird im Falle der ersten Alternative so klein sein sollte, daß während eines Detektionszyklus alle verwendeten Farben gleich häufig abgestrahlt werden. Da alle Wellenlängen im Empfindlichkeitsbereich des Photodetektors gleichzeitig erfaßbar sind, kann die Augenbewegung, insbesondere in Verbindung mit der zweiten zuvor geschilderten Beleuchtungsmethode, sehr schnell verfolgt werden.

Bei einer anderen Ausführungsform des erfindungsgemäßen Verfahrens, bei der zur Beleuchtung optische Strahlung mit zeitlich wechselnden Wellenlängen verwendet wird, ist es bevorzugt, daß zeitlich abgestimmt auf den Wechsel der Spektralbereiche der Beleuchtungsstrahlenbündel die Intensität des Detektionsstrahlenbündels hinter der feinen Lochblende unter Bildung des Abstandssignals detektiert wird. Bei der erfindungsgemäßen Vorrichtung ist es hierzu bevorzugt, daß die Detektionseinrichtung zur zeitlich aufgelösten Detektion der optischen Strahlung hinter der feinen Lochblende ausgebildet ist. Die Detektionseinrichtung kann bei dieser Ausführungsform einen einfachen Photodetektor aufweisen, der lediglich bei den verwendeten Wellenlängen sensitiv zu sein braucht. Eine spektrale Auflösung ist dagegen nicht erforderlich. Um synchron mit dem Wechsel der Wellenlängen der optischen Strahlung die die Lochblende passierende Strahlung detektieren zu können, kann insbesondere eine entsprechende Detektionsschaltung, die Signale des Photodetektors auswertet, mit einer Schaltung der Beleuchtungseinrichtung gekoppelt sein, die den Wechsel der Spektralbereiche der optischen Strahlung steuert.

Um eine kompakte Vorrichtung zur Ermittlung der Augenbewegung zur verwenden zu können, ist es bei dem erfindungsgemäßen Verfahren bevorzugt, daß das Beleuchtungsstrahlenbündel in einem Einfallswinkel kleiner als 10° , vorzugsweise kleiner als 5° auf die Hornhaut gestrahlt wird. Unter dem Einfallswinkel wird dabei der Winkel zwischen dem Beleuchtungsstrahl und einer Normalen auf eine Tangentialfläche an den von dem Beleuchtungsstrahlenbündel beleuchteten Bereich der Hornhaut verstanden. Eine besonders günstige Lösung ergibt sich, wenn die Beleuchtungsstrahlung eine hohe numerische Apertur aufweist, so daß der Einfallswinkel deutlich kleiner ist als der sich aus der numerischen Apertur ergebende Konvergenzwinkel der Beleuchtungsstrahlung. Besonders bevorzugt ist die Strahlrichtung wenigstens in einer mittleren Lage des Auges im Wesentlichen orthogonal zu der Hornhaut

ausgerichtet. Diese Anordnung erlaubt durch den einfachen Strahlenverlauf darüber hinaus auch eine besonders einfache Ermittlung des Abstands.

5 Diese Anordnung nutzt die eingesetzte Beleuchtungsstrahlung besonders effizient, da die von der Hornhaut zurückgeworfene Strahlung von der Detektionsoptik maximal aufgenommen werden kann.

10 Bei der erfindungsgemäßen Vorrichtung ist es dazu bevorzugt, daß die Beleuchtungsoptik und die Detektionsoptik ein gemeinsames Objektiv aufweisen. Dabei kann im Beleuchtungsstrahlengang ein halbdurchlässiger Reflektor angeordnet sein, der das Detektionsstrahlenbündel aus dem Beleuchtungsstrahlengang lenkt. Alternativ kann ein halbdurchlässiger Reflektor im Detektionsstrahlengang angeordnet sein, der das Beleuchtungsstrahlenbündel in den Detektionsstrahlengang - entgegen der Richtung des Detektionsstrahlenbündels - einkoppelt. Auf diese Weise braucht die Vorrichtung nur ein
15 entsprechendes Objektiv aufzuweisen, was den Aufbau wesentlich vereinfacht. Darüber hinaus können sonst notwendige, aufwendige Justierungen entfallen.

Dabei ist es besonders bevorzugt, daß das gemeinsame Objektiv starke Längsaberration hat. Auf diese Weise wird eine chromatische Aberration sowohl bei der Fokussierung des
20 Beleuchtungsstrahlenbündels als auch der des Detektionsstrahlenbündels bewirkt, die zu einer besonders großen Gesamtaberration führt. Diese wiederum erlaubt ein besseres Auflösungsvermögen bei der Abstandsbestimmung.

Grundsätzlich kann das erfindungsgemäße Verfahren zur Bestimmung der Bewegung des
25 Auges in nur einer Richtung eingesetzt werden. Es ist jedoch bevorzugt, daß mit wenigstens zwei verschiedenen Beleuchtungsstrahlenbündel wenigstens zwei verschiedene Bereich auf der Hornhaut beleuchtet werden, daß unter Verwendung der von der Hornhaut jeweils als Detektionsstrahlenbündel zurückgeworfenen optischen Strahlung zeitlich aufgelöst Abstandssignale in Bezug auf die Abstände der Hornhaut von jeweils entsprechenden
30 vorgegebenen Referenzebenen gebildet werden, und daß aus den Abstandssignalen Lage- oder Bewegungssignale in Bezug auf eine Lage oder Bewegung des Auges in wenigstens zwei Raumrichtungen gebildet werden. Bei der erfindungsgemäßen Vorrichtung ist es dazu bevorzugt, daß eine oder mehrere Beleuchtungseinrichtungen zur Bildung von zwei Beleuchtungsstrahlenbündel optischer Strahlung zur Beleuchtung von zwei verschiedenen
35 Bereichen auf der Hornhaut des Auges ausgebildet sind, daß mittels einer oder mehrerer Abstandsermittlungseinrichtungen zeitaufgelöst von den zwei Bereichen auf der Hornhaut zurückgeworfene Detektionsstrahlenbündel optischer Strahlung empfangbar und Abstandssignale unter Verwendung der empfangenen optischen Strahlung des Detektionsstrahlenbündels entsprechend Abständen der Hornhaut von zwei Referenzebenen

bildbar sind, die jeweils für einen der Detektionsstrahlenbündel relativ zu der Abstandsermittlungseinrichtung festgelegt sind, und daß die Auswerteeinrichtung zur Bildung von Lage- oder Bewegungssignalen entsprechend einer Lage oder Bewegung des Auges in zwei Raumrichtung unter Verwendung der Abstandssignale ausgebildet ist. Da die Hornhaut näherungsweise rotationssymmetrisch zu der optischen Achse des Auges ist, kann auf diese Weise auch die Bewegung in nur einer Raumrichtung genauer bestimmt werden, da eine Bewegung in zwei Raumrichtungen bei Auswertung unter Annahme einer Bewegung in nur einer Raumrichtung zu Fehlern führen könnte. Dabei können jeweils die verschiedenen, zuvor geschilderten Ausführungsformen des erfindungsgemäßen Verfahrens bzw. der erfindungsgemäßen Vorrichtung für jedes der Beleuchtungsstrahlenbündel und die zugehörigen Detektionsstrahlenbündel zumindest analog verwendet werden. Bei Verwendung nur einer Beleuchtungseinrichtung kann diese entweder zwei getrennte Strahlungsquellen oder auch nur eine Strahlungsquelle und einen Strahlteiler, mittels dessen zwei getrennte Beleuchtungsstrahlenbündel bildbar sind, umfassen. Die Abstandsbestimmung kann dabei jeweils mit den zuvor geschilderten bevorzugten Ausführungsformen und Weiterbildungen des erfindungsgemäßen Verfahrens erfolgen. Dementsprechend können die Beleuchtungseinrichtung bzw. Beleuchtungseinrichtungen und die Abstandsermittlungseinrichtung bzw. Abstandsermittlungseinrichtungen entsprechend den zuvor geschilderten bevorzugten Ausführungsformen und Weiterbildungen der erfindungsgemäßen Vorrichtung ausgebildet sein. Für jedes Beleuchtungsstrahlenbündel kann dabei ein anderes Verfahren verwendet werden.

Um vollständige Information über die Bewegung des Auges zu erhalten, ist es bevorzugt, daß mit wenigstens drei verschiedenen Beleuchtungsstrahlenbündel wenigstens drei verschiedene Bereiche auf der Hornhaut beleuchtet werden, die Ecken eines Dreiecks bilden, unter Verwendung der von der Hornhaut jeweils als Detektionsstrahlenbündel zurückgeworfenen optischen Strahlung zeitlich aufgelöst Abstandssignale in Bezug auf die Abstände der Hornhaut von jeweils entsprechenden vorgegebenen Referenzebenen gebildet werden, und daß aus den Abstandssignalen Lage- oder Bewegungssignale in Bezug auf eine Lage oder Bewegung des Auges in drei Raumrichtungen gebildet werden. Bei der erfindungsgemäßen Vorrichtung ist es bevorzugt, daß eine oder mehrere Beleuchtungseinrichtungen zur Bildung von drei Beleuchtungsstrahlenbündeln optischer Strahlung zur Beleuchtung von drei verschiedenen Bereichen auf der Hornhaut des Auges, die Ecken eines Dreiecks bilden, ausgebildet sind, daß mittels einer oder mehrerer Abstandsermittlungseinrichtungen zeitaufgelöst von den drei Bereichen auf der Hornhaut zurückgeworfene Detektionsstrahlenbündel optischer Strahlung empfangbar und Abstandssignale unter Verwendung der empfangenen optischen Strahlung der Detektionsstrahlenbündel entsprechend Abständen der Hornhaut von drei Referenzebenen, die jeweils für eines der Detektionsstrahlenbündel relativ zu der Abstandsermittlungseinrichtung festgelegt sind, bildbar sind, und daß die Auswerteeinrichtung zur Bildung von Lage- oder

Bewegungssignalen entsprechend einer Lage oder Bewegung des Auges in drei Raumrichtungen unter Verwendung der Abstandssignale ausgebildet ist. Auf diese Weise ist einfach und schnell die Lage der Hornhaut in drei Dimensionen ermittelbar. Bei Verwendung nur einer Beleuchtungseinrichtung kann diese entweder zwei getrennte Strahlungsquellen oder auch nur eine Strahlungsquelle und einen Strahlteiler, mittels dessen drei getrennte Beleuchtungsstrahlenbündel bildbar sind, umfassen. Die Abstandsbestimmung kann dabei jeweils mit den zuvor geschilderten bevorzugten Ausführungsformen und Weiterbildungen des erfindungsgemäßen Verfahrens erfolgen. Dementsprechend können die Beleuchtungseinrichtung bzw. Beleuchtungseinrichtungen und die Abstandsermittlungseinrichtung bzw. Abstandsermittlungseinrichtungen entsprechend den zuvor geschilderten bevorzugten Ausführungsformen und Weiterbildungen der erfindungsgemäßen Vorrichtung ausgebildet sein. Für jedes Beleuchtungsstrahlenbündel kann dabei ein anderes Verfahren verwendet werden.

Die Erfindung wird nachfolgend beispielhaft anhand der Zeichnungen noch näher erläutert. Es zeigen:

Fig. 1 eine schematische perspektivische Darstellung eines Patienten während einer laserchirurgischen Behandlung mit einem laserchirurgischen Instrument, das eine Bewegungsbestimmungsvorrichtung nach einer ersten bevorzugten Ausführungsform der Erfindung umfaßt,

Fig. 2 eine Schemadarstellung des laserchirurgischen Instruments in Fig. 1 mit einem Auge,

Fig. 3 eine schematische Darstellung des Auges in Fig. 2 und dreier Beleuchtungs- und Detektionsstrahlenbündel der Bewegungsbestimmungsvorrichtung in Fig. 2,

Fig. 4 eine schematische Darstellung eines Auges und eines Teils der Bewegungsbestimmungsvorrichtung in Fig. 2 mit einer Erfassungseinheit für eine Bewegungsrichtung des Auges und einer Auswerteeinrichtung,

Fig. 5 eine schematische Darstellung eines Signalverlaufs eines Photodetektors der Erfassungseinheit in Fig. 4 während des Betriebs,

Fig. 6 eine schematische Darstellung eines Auges und eines Teils einer Bewegungsbestimmungsvorrichtung nach einer dritten Ausführungsform,

Fig. 7 eine schematische Darstellung eines Auges und eines Teils einer Bewegungsbestimmungsvorrichtung nach einer vierten Ausführungsform,

Fig. 8 ein Diagramm zur Veranschaulichung der chromatischen Längsaberration einer Fokussieroptik in der Bewegungsbestimmungsvorrichtung in Fig. 7,

5 Fig. 9 eine schematische Darstellung von Fokuslagen nahe einer Lochblende der Bewegungsbestimmungsvorrichtung in Fig. 7,

Fig. 10 eine schematische Darstellung eines Auges und eines Teils einer Bewegungsbestimmungsvorrichtung nach einer fünften Ausführungsform,

10 Fig. 11 eine schematische Darstellung von Fokuslagen von Beleuchtungsstrahlenbündeln der Bewegungsbestimmungsvorrichtung in Fig. 8 nahe der Hornhaut des Auges und

Fig. 12 eine schematische Darstellung eines Auges und eines Teils einer Bewegungsbestimmungsvorrichtung nach einer sechsten Ausführungsform.

15 In Fig. 1 wird ein Auge 1 eines Patienten mittels eines von einem laserchirurgischen Instrument 2 abgegebenen Behandlungslaserstrahls 3 behandelt. Der Kopf des Patienten ist dazu in einem Kopfhalter 4 gehalten, der eine zunächst einstellbare, aber beim Betrieb feste Relativlage zu dem laserchirurgischen Instrument 2 einnimmt und insbesondere mit diesem verbunden sein
20 kann.

Das laserchirurgische Instrument 2 ist in einer Schemadarstellung genauer in Fig. 2 gezeigt. Es verfügt zum einen über die eigentliche Behandlungseinheit 5 und zum anderen über eine
25 Bewegungsbestimmungsvorrichtung 6 zur Bestimmung einer Bewegung des Auges 1 während der Behandlung und Ausgabe von entsprechenden Bewegungs- bzw. Lagesignalen. Weiter kann eine in den Figuren nicht gezeigte Fixierlichtquelle vorgesehen sein, auf die der Patient während der Behandlung den Blick fixieren und damit willkürliche Bewegungen des Auges unterdrücken kann.

30 Die Behandlungseinheit 5 besitzt einen in den Figuren nicht genauer gezeigten Behandlungslaser mit einer Behandlungslaseroptik zur Fokussierung und Bewegung des Behandlungslaserstrahls 3 auf die Hornhaut 7 des Auges 1. Durch eine nur grob schematisch gezeigte Steuereinrichtung 8 ist die Behandlungsoptik zur Bewegung des Behandlungslaserstrahls 3 verstellbar.

35 Die Steuervorrichtung 8 bewegt den Behandlungslaserstrahl 3 zum einen in Abhängigkeit von einer durch die Behandlung bei unbewegter Hornhaut 7 vorgegebenen Bahn und zum anderen in Abhängigkeit von einer unwillkürlichen Bewegung des Auges 1, die von der Bewegungsbestimmungsvorrichtung 6 erfaßt wird. Die Steuereinrichtung 8 kompensiert dabei

eine Änderung der Relativlage zwischen dem Behandlungslaserstrahl 3 und dem Auge 1 bzw. der Hornhaut 7, die durch willkürliche und/oder unwillkürliche Augenbewegungen, beispielsweise Sakkaden, Mikrosakkaden, Torsionsbewegungen usw., hervorgerufen wird, durch eine entsprechende Bewegung des Behandlungslaserstrahls 3. Dazu ist sie mit
5 Ausgängen der Bewegungsbestimmungsvorrichtung 6 verbunden, über die sie die Bewegungs- bzw. Lagesignale der Bewegungsbestimmungsvorrichtung 6 empfängt.

Die Bewegungsbestimmungsvorrichtung 6 verfügt über drei gleich ausgebildete Erfassungseinheiten 9, 9', 9'', die über Signalverbindungen 10 mit einer Auswerteeinrichtung 11
10 verbunden sind.

Die Erfassungseinheiten 9, 9', 9'' erfassen jeweils einen Abstand der Hornhaut 7 von den Erfassungseinheiten jeweils räumlich fest zugeordneten Referenzebenen 12, 12' und 12''. Dazu wird von jeder der Erfassungseinheiten jeweils optische Strahlung als
15 Beleuchtungsstrahlenbündel 13, 13' bzw. 13'' auf die Hornhaut 7 gestrahlt und die von der Hornhaut 7 zurückgeworfene optische Strahlung als orthogonal zu der jeweiligen Referenzebene verlaufendes Detektionsstrahlenbündel 14, 14' bzw. 14'' empfangen. Die Lage der Referenzebenen 12, 12' und 12'' ist dabei bis auf die orthogonale Orientierung zu dem jeweiligen Detektionsstrahlenbündel beliebig, aber fest relativ zu der jeweiligen
20 Erfassungseinrichtung vorgegeben. Unter Verwendung der Detektionsstrahlenbündel 14, 14' bzw. 14'' wird dann jeweils zeitaufgelöst ein Abstandssignal gebildet, das den Abstand der Hornhaut 7 von der jeweiligen Referenzebene wiedergibt.

Die Erfassungseinheiten 9, 9' und 9'' sind so zueinander ausrichtbar (vgl. Fig. 3), daß die
25 Beleuchtungsstrahlenbündel 13, 13' bzw. 13'' auf der Hornhaut 7 Flecken 15, 15', 15'' beleuchten, die näherungsweise auf den Ecken eines Dreiecks bzw. Kugeldreiecks liegen. Dabei liegen diese Flecken bevorzugt am Rande der Cornea bzw. in Bereichen, in denen deren Topographie am stärksten von einer Kugelform abweicht. Die Beleuchtungsstrahlenbündel 13, 13' bzw. 13'' fallen mit einem Einfallswinkel auf die Hornhaut 7, der kleiner als etwa 10° zu einer
30 Normalen auf die Hornhaut 7 ist.

Die Auswerteeinrichtung 11 empfängt die Abstandssignale der drei Erfassungseinheiten 9, 9', 9'' und ermittelt aus diesen Bewegungs- bzw. Lagesignale, die an die Behandlungseinheit 5
35 ausgegeben werden.

Zur Bildung der Bewegungs- bzw. Lagesignale wird angenommen, daß die Hornhaut 7 in dem von den Beleuchtungsstrahlenbündeln erreichbaren Abschnitt die Form einer Kugelkappe mit bekanntem Radius aufweist. Genauere Messungen sind möglich, wenn zuvor die Form der

Cornea mit einem Topographie-Gerät vermessen wurde und der Auswerteeinheit 11 diese Daten zur Verfügung stehen.

5 Je nach geforderter Genauigkeit kann dabei von einer mittleren Hornhautkrümmung des menschlichen Auges ausgegangen werden oder es kann die Hornhautkrümmung individuell für eine Patienten bestimmt werden. Dazu kann entweder eine getrennte Bestimmung vor Beginn der Behandlung erfolgen oder es kann die Hornhautkrümmung im Lauf der Bewegungsbestimmung durch Analyse der Abstandsdaten ermittelt werden, wenn von einer rein zufälligen Bewegung des Auges 1 mit gleicher Wahrscheinlichkeit in alle Richtungen
10 ausgegangen werden kann.

Der Aufbau und die Funktion der Erfassungseinheiten 9, 9' und 9'' wird nun am Beispiel der Erfassungseinheit 9 näher erläutert.

15 Eine Beleuchtungseinheit 16 strahlt optische Strahlung als Beleuchtungsstrahlenbündel 13 auf eine Abstandermittlungseinrichtung 17, die einen Abschnitt 18 eines Interferometers, der zusammen mit der Hornhaut 7 ein Michelson-Interferometer bildet, und eine Detektionseinrichtung umfaßt, die einen Photodetektor 19 mit einer nachgeschalteten Detektionsschaltung 20 aufweist (vgl. Fig. 4).

20 Die Beleuchtungseinheit 16 besitzt einen Laser zur Erzeugung eines Beleuchtungsstrahlenbündels 13 mit optischer Strahlung einer vorgegebenen Kohärenzlänge von etwa 5 μm in einem schmalen Wellenlängenbereich um z.B. 780 nm und eine dem Laser im Strahlengang nachgeordnete, in den Figuren nicht näher gezeigte strahlenbündelformende
25 Einrichtung, mit der das Beleuchtungsstrahlenbündel 13 zu einem im Wesentlichen parallelen Strahlenbündel formbar ist.

Die Beleuchtungseinheiten der drei Erfassungseinheiten 9, 9' und 9'' bilden dabei eine Beleuchtungseinrichtung im Sinne der Erfindung.

30 Der Interferometerabschnitt 18 verfügt über einen Strahlteiler 21, der in dem Strahlengang des Beleuchtungsstrahlenbündels 13 in einem Winkel von 45° angeordnet ist. Ein Teil des Beleuchtungsstrahlenbündels 13 wird als Referenzstrahlenbündel 22 in einen Referenzarm 23 des Interferometerabschnitts 18 umgelenkt, während der andere Anteil den Strahlteiler 21 passiert und in einen Meßarm 24 eingekoppelt wird.
35

Der Referenzarm 23 besitzt einen zu der Richtung des Referenzstrahlenbündels 22 orthogonal orientierten Reflektor 25, der mittels eines nur schematisch gezeigten Reflektorantriebs 26 in Richtung des Referenzstrahlenbündels 22 zwischen vorgegebenen Lagen mit einem

vorgegebenen Zeitprogramm hin- und herbewegbar ist. Der Reflektorantrieb 26 ist über eine Verbindungsleitung mit der Detektionsschaltung 20 verbunden, über die er Lagesignale in Bezug auf die Lage des Reflektors 25 an die Detektionsschaltung 20 übermittelt. Die optische Weglänge für das Referenzstrahlenbündel 22 in dem Referenzarm 23 von dem Strahlteiler 21 über den Reflektor 25 und zurück zu dem Strahlteiler 21 ist daher zeitlich entsprechend dem Zeitprogramm variierbar.

In dem Meßarm 24 ist im Strahlengang des Beleuchtungsstrahlenbündels 13 dem Strahlteiler 21 eine in Fig. 4 nur grob schematisch gezeigte Beleuchtungsoptik 27 nachgeordnet, die das Beleuchtungsstrahlenbündel 13 in den Bereich der Hornhaut 7 des Auges 1 fokussiert. Dabei ist die Beleuchtungsoptik 27 so ausgebildet, daß der Fokus in Richtung des Beleuchtungsstrahlenbündels 13 eine Ausdehnung hat, die etwa den zu erwartenden Abstandsänderungen zwischen der Hornhaut 7 und der Referenzebene 12 entspricht. Das Beleuchtungsstrahlenbündel 13 erzeugt dabei auf der Hornhaut 7 einen beleuchteten Fleck 15 mit einem Durchmesser von etwa 10 µm (vgl. Fig.3).

Die von der Hornhaut 7 als Detektionsstrahlenbündel 14 zurückgeworfene optische Strahlung des Beleuchtungsstrahlenbündels 13 wird durch die Beleuchtungsoptik 27, die so gleichzeitig als Detektionsoptik fungiert, auf den Strahlteiler 21 zurückgeworfen, der einen Anteil des Detektionsstrahlenbündels 14 auf den Photodetektor 19 umlenkt.

Der von dem Strahlteiler 21 umgelenkte Anteil des Detektionsstrahlenbündels 14 wird daher mit dem den Strahlteiler 21 passierenden Referenzstrahlenbündel 22 überlagert.

Je nach optischer Weglänge des Referenzarms 23 und des Meßarms 24 können Interferenzen zwischen diesen Strahlen auftreten, die mit dem Photodetektor 19 erfaßbar sind. Fig. 5 zeigt einen typischen Signalverlauf als Funktion des Weges L des Reflektors 25. Zunächst treten keine Interferenzen auf, da die Differenz der optischen Weglängen größer ist als die zeitliche Kohärenzlänge des Beleuchtungsstrahlenbündels 13. Unterschreitet der Betrag der Differenz der optischen Weglängen die Kohärenzlänge kommt es jedoch zur Interferenz. Da in der Hornhaut 7 des Auges mehrere Brechzahlssprünge auftreten, an denen jeweils eine Reflexion stattfindet, liegen gewissermaßen mehrere Meßarme mit entsprechend unterschiedlicher optischer Weglänge vor. Zunächst erscheint bei der Lage L1 eine Interferenz, die auf die Reflexion an der Hornhaut zurückgeht, danach weitere Interferenzen bei den Lagen L2 und L3 bei Reflexion an den folgenden Brechzahlssprüngen, z.B. zwischen Stroma und Bowmannscher Membran.

Der Photodetektor 19 empfängt die überlagerten Strahlenbündel. Die Detektionsschaltung 20 erfaßt entsprechende Intensitätssignale und Lagesignale des Reflektorantriebs 26 in Bezug auf

den Reflektor 25 mit einer vorgegebenen Frequenz (z.B. 400 kHz), die höher ist als die Frequenz mit der der Reflektor 25 hin- und herbewegt wird. Die Detektionsschaltung 20 sensiert dabei nur das Auftreten der ersten Interferenz und die entsprechende Lage L1, aus der die optische Weglänge des Referenzarms 23 und damit, bis auf die Kohärenzlänge, die optische Weglänge des Meßarms 24 ermittelbar sind. Sie gibt dann ein Abstandssignal entsprechend der Lage L1 aus, das ein Maß für den Abstand der Hornhaut 7 von dem Strahlteiler 21 bzw. der Referenzebene 12 ist. Die Ungenauigkeit des Abstands ist dabei durch die zeitliche Kohärenzlänge der optischen Strahlung gegeben.

10 Um eine möglichst geringe zeitliche Kohärenzlänge und damit hohe Abstandsauflösung zu erhalten werden vorzugsweise Laser oder Superlumineszenzdiode mit einem breiten Emissionsspektrum verwendet, da die zeitliche Kohärenzlänge (also die Kohärenzlänge in Strahlrichtung) mit zunehmender Emissionsbandbreite abnimmt.

15 Bei einer weiteren zweiten Ausführungsform wird statt des linear bewegten Reflektors 25 eine um eine zu dem Referenzstrahlenbündel 22 orthogonale Drehachse drehbare Reflektoranordnung verwendet. Die Reflektoranordnung verfügt dabei über in gleichen Winkelabständen zueinander um die Drehachse angeordnete Reflektorflächen, die in gleichen Schritten ansteigende Abstände von der Drehachse aufweisen. Durch Drehung der
20 Reflektoranordnung kann dann die optische Weglänge des Referenzarms verändert werden, wobei statt der Lagesignale entsprechende Winkelstellungssignale an die Detektionsschaltung ausgegeben werden.

Eine Bewegungsbestimmungsvorrichtung nach einer dritten Ausführungsform unterscheidet
25 sich von der Bewegungsbestimmungsvorrichtung in Fig. 2 durch die Ausbildung der Erfassungseinheiten. Ansonsten ist sie in gleicher Weise ausgebildet und mit der Behandlungseinheit 5 verbunden. Weiterhin bilden auch hier Beleuchtungseinheiten der Erfassungseinheiten Beleuchtungseinrichtungen der Bewegungsbestimmungsvorrichtung. Es werden daher für gleiche bzw. analoge Komponenten die gleichen Bezugszeichen verwendet
30 und es gelten die entsprechenden Ausführungen auch hier.

Die in Fig. 6 gezeigte Erfassungseinheit 28 verwendet kein Interferometer, sondern statt dessen einen Aufbau zur Abstandsermittlung mittels einer konfokalen Abbildung.

35 Eine Beleuchtungseinheit 29 erzeugt ein Beleuchtungsstrahlenbündel 13 zur Beleuchtung der Hornhaut 7. In dem linearen Strahlengang des Beleuchtungsstrahlenbündels 13 sind in einem Winkel von 45° zu dem Beleuchtungsstrahlenbündel 13 ein halbdurchlässiger Spiegel 30 und eine nur schematisch gezeigte Beleuchtungsoptik 31 mit einem Objektiv angeordnet, so daß das Beleuchtungsstrahlenbündel 13 durch den halbdurchlässigen Spiegel 30 hindurch tritt und

von der Beleuchtungsoptik 31 in einem vorgegebenen Bereich für mögliche Lagen der Hornhaut 7 fokussiert wird. Der Bereich ist durch die Lage der Erfassungseinheit 28 und die Abbildungsgeometrie der Beleuchtungsoptik 31 bestimmt, so daß die Hornhaut 7 durch entsprechende Positionierung des Patienten in diesen Bereich gebracht werden muß.

5

Die optische Strahlung des Beleuchtungsstrahlenbündels 13 wird von der Hornhaut 7 als Detektionsstrahlenbündel 14 zurückgeworfen.

10

Im Strahlengang des Detektionsstrahlenbündels 14 sind die die Beleuchtungsoptik 31, der halbdurchlässige, das Detektionsstrahlenbündel 14 umlenkende Spiegel 30, eine nur schematisch gezeigte Fokussieroptik 32 und, dieser nachgeordnet, eine feine Lochblende 33 mit einem Öffnungsdurchmesser von etwa 10µm angeordnet. Die feine Lochblende wird auch als "pinhole"-Blende bezeichnet. Die Beleuchtungsoptik 31 und die Fokussieroptik 32 bilden daher eine Detektionsoptik.

15

Der Lochblende 33 nachgeordnet ist ein Photodetektor 34, der mit einer Detektionsschaltung 35 verbunden ist.

20

Die Beleuchtungseinheit 29 umfaßt eine schmalbandige Leuchtdiode 36 oder einen Laser als Strahlungsquelle sowie nachgeordnet eine nur schematisch gezeigte strahlenbündelformende Optik 37, in der die Divergenz der von der Leuchtdiode 36 abgegebenen optischen Strahlung mittels zweier Linsen oder Linsensysteme und einer dazwischen angeordneten Blende reduziert wird.

25

Die Lage der Fokussieroptik 32 entlang der Richtung des Detektionsstrahlenbündels 14 ist durch einen Antrieb 38 gemäß einem vorgegebenen Zeitprogramm verstellbar. Alternativ dazu kann auch die Optik 31 verstellt werden, wodurch die Fokusebene der LED und Pinhole 33 zueinander konjugiert bleiben, was zu ausgeprägten Peaks und damit besseren Signalen führt. Zur Übermittlung von Lagesignalen, die die Lage der Fokussieroptik 32 wiedergeben, ist der Antrieb 38 mit der Detektionsschaltung 35 verbunden. Der Bereich möglicher Lagen ist dabei so gewählt, daß eine Objekzebene 39 in dem vorgegebenen Bereich für mögliche Lagen der Hornhaut 7 durch Änderung der Lage der Fokussieroptik 32 und damit der Lage bzw. Brennweite der Detektionsoptik zu einer durch eine Öffnung der Lochblende 33 führende Ebene in Konjugation bringbar ist.

30

35

Der halbdurchlässige Spiegel 30, die Beleuchtungsoptik 31, die Fokussieroptik 32, der Antrieb 38, die feine Lochblende 33, der Photodetektor 34 und die Detektionsschaltung 35 bilden also eine Abstandsermittlungseinrichtung.

Das von der Beleuchtungseinheit 29 abgegebene parallele Beleuchtungsstrahlenbündel 13 wird von der Beleuchtungsoptik 31 im Bereich der Hornhaut 7 fokussiert. Das Beleuchtungsstrahlenbündel 13 erzeugt dabei auf der Hornhaut 7 einen beleuchteten Fleck 15 und wird zumindest zum Teil reflektiert. Das so entstehende Detektionsstrahlenbündel 14 wird
5 mittels der Beleuchtungsoptik 31, des halbdurchlässigen Spiegels 30 und der Fokussieroptik 32 in den Bereich der Lochblende 33 fokussiert. Ein signifikanter Anteil des Detektionsstrahlenbündels 14 kann daher nur dann die Lochblende 33 passieren, wenn der je nach Lage der Hornhaut 7 reele oder virtuelle Fokus des an der Hornhaut 7 reflektierten Beleuchtungsstrahlenbündels 13 in der zur der Lochblende 33 konjugierten Objektebene 39
10 liegt. Andernfalls gelangt nur ein kleiner Anteil des Detektionsstrahlenbündels 14 auf den Photodetektor 34. Überschreitet dieser einen vorgegebenen Schwellwert nicht, wird von der Detektionsschaltung 35 kein Detektionsstrahlenbündel 14 festgestellt.

Um die Lage der Hornhaut 7 bei Bewegung feststellen zu können, wird die Objektebene 39
15 durch Verstellen der Lage der Fokussieroptik 32 und damit der Lage und Brennweite der Detektionsoptik mit dem vorgegebenen Zeitprogramm verschoben.

Die Detektionsschaltung 35 arbeitet zyklisch mit einer vorgegebenen Zyklusfrequenz, die so groß ist, daß eine Bewegung des Auges mit einer gewünschten zeitlichen und räumlichen
20 Auflösung verfolgt wird. Sie stellt in jedem Zyklus bei Erkennung eines Detektionsstrahlenbündels 14 auf dem Photodetektor 34 anhand des Lagesignals des Antriebs 38 die Lage der Objektebene 39 und damit den Abstand der Hornhaut 7 von der Referenzebene 12 fest und gibt ein entsprechendes Abstandssignal aus.

25 Eine vorteilhafte Ausgestaltung ergibt sich, wenn die verwendeten Optiken farbkorrigiert ausgebildet sind. Dann können breitbandige Lichtquellen verwendet werden. Alternativ kann auch statt der Lage der Objektebene 39 die Lage der Lochblende 33 bei fester Lage der Fokussieroptik 32 variiert werden.

30 Eine Bewegungsbestimmungsvorrichtung nach einer vierten Ausführungsform, welche ein besseres S/N-Verhältnis ermöglicht, unterscheidet sich von der Bewegungsbestimmungsvorrichtung nach der dritten Ausführungsform durch die Erfassungseinheiten 40. Ansonsten ist sie in gleicher Weise ausgebildet und mit der Behandlungseinheit 5 verbunden. Es werden daher für gleiche bzw. analoge Komponenten die gleichen Bezugszeichen
35 verwendet und es gelten die entsprechenden Ausführungen auch hier. Auch hier sind Beleuchtungseinheiten der Erfassungseinheiten zugleich auch Beleuchtungseinrichtungen der Bewegungsbestimmungsvorrichtung.

Diese Ausführungsform verzichtet auf eine verstellbare Lage der Fokussieroptik 32. Statt der in der Lage verstellbaren, farbkorrigierten Fokussieroptik 32 wird eine stark dispersive Fokussieroptik 41 verwendet. Weiterhin werden statt der Beleuchtungseinheit 29 eine Beleuchtungseinheit 42 und statt des Photodetektors 34 ein Photodetektor 43 eingesetzt.

5

In Fig. 8 ist beispielhaft die Dispersion einer stark dispersiven Fokussieroptik 41 in Form eines Diagramms veranschaulicht, in dem die Wellenlänge λ als Funktion der Änderung dF der Fokusslage gezeigt ist.

- 10 Auf diese Weise ergibt sich bei festen Lagen der Beleuchtungs- und der Fokussieroptik 31 bzw. 41 für jede Wellenlänge eine andere zu der Öffnung der Lochblende 33 konjugierte Objekzebene, aus der ein beleuchteter Fleck 15 der entsprechenden Wellenlänge auf die Lochblende 33 abbildbar ist. Umgekehrt wird ein Objekt in einer Ebene in Abhängigkeit von der Wellenlänge in verschiedene konjugierte Ebenen im Bereich der Lochblende 33 abgebildet.
- 15 Dies ist in Fig. 9 für Teillichtstrahlen 44, 44' und 44'' des Beleuchtungsstrahlenbündels 13 gezeigt, deren Foki entlang der Richtung des Detektionsstrahlenbündels 14 voneinander beabstandet sind. Nur wenn der Fokus des von der Hornhaut reflektierten Anteils 44 des Beleuchtungsstrahlenbündels 13 in die Öffnung der Lochblende 33 abgebildet wird, kann ein für eine Detektion hinreichender Anteil des Detektionsstrahlenbündels den Photodetektor 43
- 20 erreichen. Andere Anteile werden unterdrückt.

Um diese Eigenschaft verwenden zu können, wird die Beleuchtungseinheit 42 verwendet, die im Unterschied zu der Beleuchtungseinheit 29 Leuchtdioden für rotes, grünes und blaues Licht sowie eine Steuerschaltung aufweist, mittels derer mit einem vorgegebenen Zeitprogramm die

25 verschiedenen Leuchtdioden nacheinander alternierend angeschaltet werden. Die Leuchtdioden und die Steuerschaltung sind in Fig. 7 nur durch ein Rechteck 45 grob schematisch dargestellt. Die Steuerschaltung gibt bei jeder Umschaltung ein entsprechendes Farbsignal über eine Verbindung an eine Detektionsschaltung 46 ab, die die Detektionsschaltung 35 ersetzt.

30

Der Photodetektor 43 ist für die von der Beleuchtungseinheit 42 abgebbare optische Strahlung im Wesentlichen gleich sensitiv. Alternativ können wellenlängenabhängige Sensitivitätsänderungen durch Kalibrierung und Verwendung von Kalibrierfaktoren (welche geeignet abgespeichert sind) korrigiert werden.

35

Eine Abstandsermittlungseinrichtung im Sinne der Erfindung ist also durch den halbdurchlässigen Spiegel 30, die Beleuchtungsoptik 31, die Fokussieroptik 41, die feine Lochblende 33, den Photodetektor 43 und die Detektionsschaltung 46 gegeben.

Es werden nun beim Betrieb Beleuchtungsstrahlenbündel 13 mit abwechselnd rotem, grünem und blauem Licht auf die Hornhaut 7 gestrahlt und im Bereich der Hornhaut 7 fokussiert. Dabei wird bei jedem Wechsel der Farbe ein entsprechendes Farbsignal an die Detektionsschaltung
5 46 ausgegeben.

Der auf der Hornhaut 7 gebildete beleuchtete Fleck 15 wird dann mittels der Detektionsoptik, die die Beleuchtungsoptik 31, den halbdurchlässigen Spiegel 30 und die Fokussieroptik 41 umfaßt, abgebildet. Das Detektionsstrahlenbündel 14 kann die Lochblende 33 nur passieren,
10 wenn der Fokus des von der Hornhaut 7 reflektierten Beleuchtungsstrahlenbündels 13 für die gerade verwendete Wellenlänge in einer zur Ebene der Öffnung der Lochblende 33 konjugierten Objektebene liegt.

Bei Erfassung eines Signals des Photodetektors 43 setzt die Detektionsschaltung 46 ein
15 gleichzeitig empfangenes Farbsignal der Beleuchtungseinheit 42 in ein Abstandssignal um, das sich aus der Fokuslage bei der gerade verwendeten Wellenlänge ergibt. Das Abstandssignal wird gebildet aus dem Vergleich der Einzelsignale.

Eine Bewegungsbestimmungsvorrichtung nach einer fünften Ausführungsform unterscheidet
20 sich von der Bewegungsbestimmungsvorrichtung nach der dritten Ausführungsform durch die Ausbildung der Erfassungseinheiten. Ansonsten ist sie in gleicher Weise ausgebildet und mit der Behandlungseinheit 5 verbunden. Weiter stellen Beleuchtungseinheiten der Erfassungseinheiten auch hier Beleuchtungseinrichtungen der Bewegungsbestimmungsvorrichtung dar. Es werden daher für gleiche bzw. analoge Komponenten die gleichen
25 Bezugszeichen verwendet und es gelten die entsprechenden Ausführungen auch hier.

Die gleich ausgebildeten Erfassungseinheiten 47, von denen eine in Fig. 10 gezeigt ist, unterscheiden sich von den Erfassungseinheiten des dritten Ausführungsbeispiels jeweils durch eine modifizierte Beleuchtungseinheit 48, eine farbkorrigierte Fokussieroptik 49, ein
30 dreikanaliges Spektrometer 50, das den Photodetektor 34 ersetzt, und eine modifizierte Detektionsschaltung 51.

Die Beleuchtungseinheit 48 besitzt nun als Strahlungsquelle eine im Dauerbetrieb arbeitende Weißlichtquelle und eine stark farblängsfehlerbehaftete (hier auch als „stark dispersiv“
35 bezeichnet) strahlenbündelformende Optik 53.

Durch die Verwendung der mit starker Längsaberration behafteten strahlenbündelformenden Optik 53 wird das Beleuchtungsstrahlenbündel 13 im Bereich der Hornhaut jeweils wellenlängenabhängig in verschiedenen, in Richtung des Beleuchtungsstrahlenbündels 13

versetzten Ebenen im Bereich der Hornhaut fokussiert. Dies ist in Fig. 11 veranschaulicht, in der die Fokusslagen vor der Hornhaut 7 für drei Teilstrahlenbündel 54, 54' und 54'' der Farben rot, grün bzw. blau gezeigt sind. Während der Fokus für das blaue Licht der Beleuchtungsoptik 31 am nächsten liegt, sind der für grünes Licht und, noch weiter, der für rotes Licht in Richtung auf die Hornhaut 7 hin verschoben.

Die Detektionsoptik umfaßt nun die farbkorrigierte Beleuchtungsoptik 31, den halbdurchlässigen Spiegel 30, und die farbkorrigierte Fokussieroptik 49, so daß nun die zu der Ebene der Lochblende 33 konjugierte Objektebene 39 für die verwendeten Wellenlängen ein im Wesentlichen gleiche, feste Lage einnimmt.

Ein signifikanter Anteil des Detektionsstrahlenbündels 14 einer Wellenlänge kann nur dann die Lochblende 33 passieren, wenn der entsprechende Fokus des von der Hornhaut 7 reflektierten Beleuchtungsstrahlenbündels 13 nahe oder auf der Objektebene 39 liegt, die zu der Ebene der Lochblende 33 in Bezug auf die Detektionsoptik konjugiert ist.

Das dreikanalige Spektrometer 50 empfängt zeitaufgelöst mit einer vorgegebenen Detektionsfrequenz (z.B. 10 kHz) das von der Lochblende 33 durchgelassene Strahlenbündel und gibt für jeden der Kanäle rot, grün und blau ein Signal an die Detektionsschaltung 51 aus. Dieses Spektrometer kann aufgebaut sein als Farbteiler-Kaskade mit jeweils zugeordneten Photoempfängern, oder z.B. als Photodiodenzeile, wobei jedes Element der Zeile mit einem anderen Farbfilter belegt ist.

Die Detektionsschaltung 51 ermittelt entsprechende der Detektionsfrequenz auf der Basis der in den drei Kanälen empfangenen Intensitäten und den dispersiven Eigenschaften der strahlenbündelformenden Optik 53, bzw. der wellenlängenabhängigen Lage der Foki des von der Hornhaut zurückgeworfenen Beleuchtungsstrahlenbündels 13 einen Abstand der Hornhaut 7 von der Referenzebene 12 und gibt ein entsprechendes Abstandssignal an die Auswerteeinrichtung 11 aus.

Der halbdurchlässige Spiegel 30, die Beleuchtungsoptik 31, die Fokussieroptik 49, die feine Lochblende 33, das Spektrometer 50 und die Detektionsschaltung 51 bilden eine Abstandsermittlungseinrichtung.

Eine Bewegungsbestimmungsvorrichtung nach einer sechsten Ausführungsform unterscheidet sich von der Bewegungsbestimmungsvorrichtung nach der fünften Ausführungsform durch die Ausbildung der Erfassungseinheiten. Ansonsten ist sie in gleicher Weise ausgebildet und mit der Behandlungseinheit 5 verbunden. Es werden daher für gleiche bzw. analoge Komponenten

die gleichen Bezugszeichen verwendet und es gelten die entsprechenden Ausführungen auch hier.

- 5 Die Erfassungseinheiten 55 unterscheiden sich von den Erfassungseinheiten 47 des fünften Ausführungsbeispiels durch die Ausbildung der Beleuchtungseinheit 56, die weiterhin die Weißlichtquelle 52, aber nun eine farbkorrigierte strahlenbündelformende Optik 57 aufweist, und die Beleuchtungsoptik 58, die ein stark dispersives Objektiv 59 mit einer ähnlich der in Fig. 8 gezeigten Dispersion aufweist.
- 10 Da die Beleuchtungsoptik 58 und insbesondere das stark disperse Objektiv 59 auch Teil des Detektionsstrahlengangs sind, addieren sich die dispersiven Effekte, die im Zusammenhang mit dem vierten und fünften Ausführungsbeispiel beschrieben wurden. Hierdurch ergibt sich eine bessere räumliche Auftrennung der Foki für verschiedene Wellenlängen, was die Genauigkeit der Abstandsermittlung verbessert.
- 15 Gleichzeitig wird, wie in dem vorhergehenden Ausführungsbeispiel eine sehr hohe Erfassungsgeschwindigkeit erreicht, da die zeitliche Auflösung praktisch nur durch die Erfassungsgeschwindigkeit des Spektrometers 50 begrenzt ist.
- 20 Ansonsten arbeitet die Erfassungseinheit wie die des fünften Ausführungsbeispiels, wobei jedoch die Ermittlung des Abstandssignals unter Berücksichtigung der dispersiven Effekte im Beleuchtungs- und im Detektionsstrahlengang ermittelt werden.

Patentansprüche

1. Vorrichtung zur Bestimmung einer Bewegung eines Auges (1) mit einer
5 Beleuchtungseinrichtung (16, 29, 42, 48, 56), die im Betrieb optische Strahlung erzeugt und als
Beleuchtungsstrahlenbündel (13, 13', 13'') zur Beleuchtung wenigstens eines Bereichs auf der
Hornhaut (7) des Auges (1) abstrahlt,
einer Abstandsermittlungseinrichtung (17), die zeitaufgelöst das von der Hornhaut (7) als
Detektionsstrahlenbündel (14, 14', 14'') zurückgeworfene Beleuchtungsstrahlenbündel (13, 13',
10 13'') erfaßt und ein Abstandssignal unter Verwendung der empfangenen optischen Strahlung
des Detektionsstrahlenbündels (14, 14', 14'') entsprechend einem Abstand der Hornhaut (7) von
einer Referenzebene (12, 12', 12''), die relativ zu der Abstandsermittlungseinrichtung (17)
festgelegt ist, bildet, und
einer Auswerteeinrichtung (11), die unter Verwendung des Abstandssignals ein Lage- oder
15 Bewegungssignal entsprechend einer Lage oder Bewegung des Auges (1) erzeugt.
2. Vorrichtung nach Anspruch 1 oder 2, bei der die Beleuchtungseinrichtung (16, 29, 42, 48,
56) so ausgebildet ist, daß beim Betrieb ein Durchmesser des Beleuchtungsstrahlenbündels
(13, 13', 13'') auf der Hornhaut (7) des vor der Vorrichtung angeordneten Auges (1) zwischen 2
20 μm und 20 μm liegt.
3. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, bei der die
Abstandsermittlungseinrichtung (17) einen Interferometerabschnitt (18) aufweist, der beim
Betrieb zusammen mit der Hornhaut (7) ein Interferometer bildet.
25
4. Vorrichtung nach Anspruch 3, bei der die Beleuchtungseinrichtung (16) zur Abgabe von
optischer Strahlung mit einer vorgegebenen zeitlichen Kohärenzlänge ausgebildet ist, der
Interferometerabschnitt (18) wenigstens einen in dem Weg des Beleuchtungsstrahlenbündels
(13, 13', 13'') angeordneten Strahlteiler (21) zur Bildung eines Referenzstrahlenbündels (22)
30 aus der optischen Strahlung der Beleuchtungseinrichtung (16), wenigstens ein optisches
Funktionselement (21) zur Überlagerung des Referenzstrahlenbündels (22) mit dem

Detektionsstrahlenbündel (14, 14', 14'') und eine Einrichtung (25, 26) zur Variation der optischen Weglänge des Referenzstrahlenbündels (22) zwischen dem Strahlteiler (21) und dem optischen Funktionselement (21) oder der optischen Weglänge des Weges des Beleuchtungsstrahlenbündels (13, 13', 13'') nach dem Strahlteiler (21) und/oder zwischen dem von dem Beleuchtungsstrahlenbündel (13, 13', 13'') auf der Hornhaut (7) beleuchteten Flecks (15, 15', 15'') und dem optischen Funktionselement (21) aufweist, und die Abstandsermittlungseinrichtung (17) eine Detektionseinrichtung (19, 20) umfaßt, die die Intensität der überlagerten Referenz- und Detektionsstrahlenbündel (22; 14) entsprechend erfaßt und in ein Abstandssignal umsetzt.

10

5. Vorrichtung nach Anspruch 4, bei der die Einrichtung (25, 26) zur Variation der optischen Weglänge einen linear hin- und herbewegbaren Reflektor (25) umfaßt.

6. Vorrichtung nach Anspruch 4, bei der die Einrichtung zur Variation der optischen Weglänge eine um eine Achse dreh- oder schwenkbare Reflektoranordnung aufweist, die mehrere reflektierende Abschnitte mit jeweils unterschiedlichem Abstand zu der Achse aufweisen.

15

7. Vorrichtung nach Anspruch 1 oder 2, die eine Beleuchtungsoptik (31, 58) zur Fokussierung des Beleuchtungsstrahlenbündels (13, 13', 13'') für wenigstens eine Wellenlänge in einem vorgegebenen Bereich für mögliche Lagen der Hornhaut (7) aufweist, und bei der die Abstandsermittlungseinrichtung (17) in einem Detektionsstrahlengang eine Detektionsoptik (31, 32; 31, 41; 31, 49; 49, 58), eine dieser nachgeordneten in einer Blendenebene liegenden feinen Lochblende (33) und eine nach der Lochblende (33) angeordnete Detektionseinrichtung (34, 35; 43, 45; 50, 51) zur Detektion der optischen Strahlung hinter der feinen Lochblende (33) aufweist, wobei die Blendenebene konjugiert ist zu einer der Wellenlänge zugeordneten Objektebene (39), welche in einem Bereich für mögliche Lagen der Hornhaut (7) liegt.

20

25

8. Vorrichtung nach Anspruch 7, bei der die Lage der Beleuchtungs- und/oder Detektionsoptik (31, 32; 31, 41; 31, 49; 49, 58) und/oder der Lochblende (33) und/oder die Brennweite der Beleuchtungs- und/oder Detektionsoptik (31, 32; 31, 41; 31, 49; 49, 58) und/oder die Lage des Leuchtflecks mittels eines Antriebs (38) veränderbar ist.

30

9. Vorrichtung nach Anspruch 7, bei der mit der Beleuchtungseinrichtung (42, 48, 56) optische Strahlung verschiedener Wellenlängen abgebar ist, und eine strahlenbündelformende Optik (53) der Beleuchtungseinrichtung (48), die Beleuchtungsoptik und/oder die Detektionsoptik dispersiv (31, 41; 49, 58) ist.

35

10. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 7 bis 9, bei der die Beleuchtungseinrichtung (42) zur Abgabe von optischer Strahlung in wenigstens zwei verschiedenen Spektralbereichen ausgebildet ist.
- 5 11. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 7 bis 9, bei der die Beleuchtungseinrichtung (48, 56) eine Strahlungsquelle (52) zur Abgabe von optischer Strahlung in einem vorgegebenen Spektralbereich umfaßt.
- 10 12. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 7 bis 11, bei der die Detektionseinrichtung (50, 51) zur spektral und zeitlich aufgelösten Detektion der optischen Strahlung hinter der feinen Lochblende (33) ausgebildet ist.
- 15 13. Vorrichtung nach Anspruch 10, bei der die Detektionseinrichtung (43, 45) zur zeitlich auf den Wechsel der Spektralbereiche der Beleuchtungsstrahlenbündel (13, 13', 13'') abgestimmten Detektion der optischen Strahlung hinter der feinen Lochblende (33) ausgebildet ist.
- 20 14. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 7 bis 13, bei der die Beleuchtungsoptik (58) und die Detektionsoptik (58, 49) ein gemeinsames Objektiv (59) aufweisen.
- 25 15. Vorrichtung nach Anspruch 14, bei der das gemeinsame Objektiv (59) einen bestimmten Farblängsfehler aufweist.
- 30 16. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, mit mindestens einer Beleuchtungseinrichtung (16, 29, 42, 48, 56), die zwei Beleuchtungsstrahlenbündel (13, 13', 13'') abgibt und die zwei verschiedene Bereiche auf der Hornhaut (7) des Auges (1) beleuchtet, und mindestens einer Abstandsermittlungseinrichtung (17), die zeitaufgelöst von den zwei Bereichen auf der Hornhaut (7) zurückgeworfene Detektionsstrahlenbündel (14, 14', 14'') empfängt und Abstandssignale entsprechend Abständen der Hornhaut (7) von zwei Referenzebenen (12, 12', 12'') bildet, wobei die Referenzebenen (12, 12', 12'') jeweils für eines der Detektionsstrahlenbündel (14, 14', 14'') relativ zu der Abstandsermittlungseinrichtung (17) festgelegt sind und die Auswerteeinrichtung (11) die Abstandssignale auswertet und Lage- oder Bewegungssignale entsprechend einer Lage oder Bewegung des Auges (1) in zwei Raumrichtungen bildet.
- 35 17. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 15, mit mindestens einer Beleuchtungseinrichtung (16, 29, 42, 48, 56), die drei Beleuchtungsstrahlenbündeln (13, 13', 13'') abgibt und die drei verschiedene Ecken eines Dreiecks bildende Bereiche auf der Hornhaut (7) des Auges (1), beleuchten, und mindestens einer Abstandsermittlungseinrichtung (17), die zeitaufgelöst von den drei Bereichen auf der Hornhaut (7) zurückgeworfene

Detektionsstrahlenbündel (14, 14', 14'') empfängt und Abstandssignale entsprechend Abständen der Hornhaut (7) von drei Referenzebenen (12, 12', 12'') bildet, wobei die Referenzebenen (12, 12', 12'') jeweils für eines der Detektionsstrahlenbündel (14, 14', 14'') relativ zu der Abstandsermittlungseinrichtung (17) festgelegt sind, und die Auswerteeinrichtung (11) die Abstandssignale auswertet und Lage- oder Bewegungssignalen entsprechend einer Lage oder Bewegung des Auges (1) in drei Raumrichtungen bildet.

18. Verfahren zur Bestimmung einer Bewegung eines Auges (1), bei dem optische Strahlung als Beleuchtungsstrahlenbündel (13, 13', 13'') auf die Hornhaut (7) des Auges (1) gestrahlt wird, unter Verwendung der von der Hornhaut (7) als Detektionsstrahlenbündel (14, 14', 14'') zurückgeworfenen optischen Strahlung zeitlich aufgelöst Abstandssignale entsprechend dem Abstand der Hornhaut (7) von einer vorgegebenen Referenzebene (12, 12', 12'') gebildet werden, und aus den Abstandssignalen Lage- oder Bewegungssignale entsprechend einer Lage oder Bewegung des Auges (1) gebildet werden.

19. Verfahren nach Anspruch 18, bei dem das Beleuchtungsstrahlenbündel (13, 13', 13'') an der Hornhaut (7) einen Durchmesser zwischen 2 μm und 20 μm aufweist.

20. Verfahren nach Anspruch 18 oder 19, bei dem aus dem Beleuchtungsstrahlenbündel (13, 13', 13'') ein Referenzstrahlenbündel (22) ausgekoppelt wird, das Referenzstrahlenbündel (22) mit dem Detektionsstrahlenbündel (14, 14', 14'') überlagert wird und das Abstandssignal durch Detektion von Interferenzen der überlagerten Strahlenbündel gebildet wird.

21. Verfahren nach Anspruch 20, bei dem die optische Weglänge für das Referenzstrahlenbündel (22) vor der Überlagerung, das Beleuchtungsstrahlenbündel (13, 13', 13'') nach Abteilung des Referenzstrahlenbündels und/oder das Detektionsstrahlenbündel (14, 14', 14'') vor der Überlagerung variiert wird, die Intensität der überlagerten Referenz- und Detektionsstrahlenbündel (14, 14', 14'') zeitaufgelöst detektiert wird, und aus der detektierten Intensität ein Abstandssignal gebildet wird.

22. Verfahren nach Anspruch 21, bei dem zur Variation der optischen Weglänge ein Reflektor (25) bewegt wird.

23. Verfahren nach Anspruch 22, bei dem zur Variation der optischen Weglänge mehrere reflektierende Flächenabschnitte um eine Achse gedreht werden, die in radialer Richtung von der Achse unterschiedliche Abstände aufweisen.

24. Verfahren nach Anspruch 18 oder 19, bei dem das Beleuchtungsstrahlenbündel (13, 13', 13'') für wenigstens eine Wellenlänge in einen vorgegebenen Bereich für mögliche Lagen der Hornhaut (7) fokussiert wird, das Detektionsstrahlenbündel (14, 14', 14'') mittels einer Detektionsoptik (31, 32; 31, 41; 31, 49; 49, 58) in den Bereich einer in einer Blendenebene liegenden feinen Lochblende (33) fokussiert wird, wobei die Blendenebene konjugiert ist zu einer der Wellenlänge zugeordneten Objektebene (39), welche in einem vorgegebenen Bereich für mögliche Lagen der Hornhaut (7) liegt, und das Abstandssignal durch Detektion der die feine Lochblende (33) passierenden optischen Strahlung gebildet wird.
25. Verfahren nach Anspruch 24, bei dem der Bereich möglicher Abstände der Hornhaut (7) zu der Referenzebene (12, 12', 12'') durch Veränderung des Abstands zwischen der Objektebene (39) und der feinen Lochblende (33) abgetastet werden.
26. Verfahren nach Anspruch 24, bei dem optische Strahlung verschiedener Wellenlängen verwendet wird, und das Beleuchtungs- und/oder der Detektionsstrahlenbündel (14, 14', 14'') durch wenigstens ein stark dispersives optisches Funktionselement (41; 53; 59) geführt wird.
27. Verfahren nach Anspruch 24, bei dem in vorgegebener zeitlicher Folge im Wechsel Beleuchtungsstrahlenbündel (13, 13', 13'') mit optischer Strahlung in wenigstens zwei verschiedenen Spektralbereichen verwendet werden.
28. Verfahren nach einem der Ansprüche 24 bis 27, bei dem das Beleuchtungsstrahlenbündel (13, 13', 13'') optische Strahlung in einem Spektralbereich von 400 bis 1700 nm umfaßt.
29. Verfahren nach einem der Ansprüche 26 bis 28, bei dem die Intensität des Detektionsstrahlenbündels (14, 14', 14'') hinter der feinen Lochblende (33) spektral und zeitlich aufgelöst detektiert wird.
30. Verfahren nach Anspruch 27, bei dem zeitlich abgestimmt auf den Wechsel der Spektralbereiche der Beleuchtungsstrahlenbündel (13, 13', 13'') die Intensität des Detektionsstrahlenbündels (14, 14', 14'') hinter der feinen Lochblende (33) detektiert wird.
31. Verfahren nach einem der Ansprüche 18 bis 30, bei dem das Beleuchtungsstrahlenbündel (13, 13', 13'') in einem Einfallswinkel kleiner als 10° , vorzugsweise kleiner als 5° auf einen Bereich auf der Hornhaut (7) gestrahlt wird.
32. Verfahren nach einem der Ansprüche 18 bis 31, bei dem mit wenigstens zwei verschiedenen Beleuchtungsstrahlenbündel (13, 13', 13'') wenigstens zwei verschiedene

Bereiche auf der Hornhaut (7) beleuchtet werden, unter Verwendung der von der Hornhaut (7) jeweils als Detektionsstrahlenbündel (14, 14', 14'') zurückgeworfenen optischen Strahlung zeitlich aufgelöst Abstandssignale in Bezug auf die Abstände der Hornhaut (7) von jeweils entsprechenden vorgegebenen Referenzebenen (12, 12', 12'') gebildet werden, und aus den
5 Abstandssignalen Lage- oder Bewegungssignale in Bezug auf eine Lage oder Bewegung des Auges (1) in wenigstens zwei Raumrichtungen gebildet werden.

33. Verfahren nach einem der Ansprüche 18 bis 31, bei dem mit wenigstens drei verschiedenen Beleuchtungsstrahlenbündeln (13, 13', 13'') wenigstens drei verschiedene
10 Bereiche auf der Hornhaut (7) beleuchtet werden, die Ecken eines Dreiecks bilden, unter Verwendung der von der Hornhaut (7) jeweils als Detektionsstrahlenbündel (14, 14', 14'') zurückgeworfenen optischen Strahlung zeitlich aufgelöst Abstandssignale in Bezug auf die Abstände der Hornhaut (7) von jeweils entsprechenden vorgegebenen Referenzebenen (12, 12', 12'') gebildet werden, und aus den Abstandssignalen Lage- oder Bewegungssignale in
15 Bezug auf eine Lage oder Bewegung des Auges (1) in drei Raumrichtungen gebildet werden.

34. Vorrichtung nach Anspruch 1, wobei der Beleuchtungs- und Detektionsstrahlung aus synchron mit einem Therapiestahl über das Auge geführt wird.

1/9

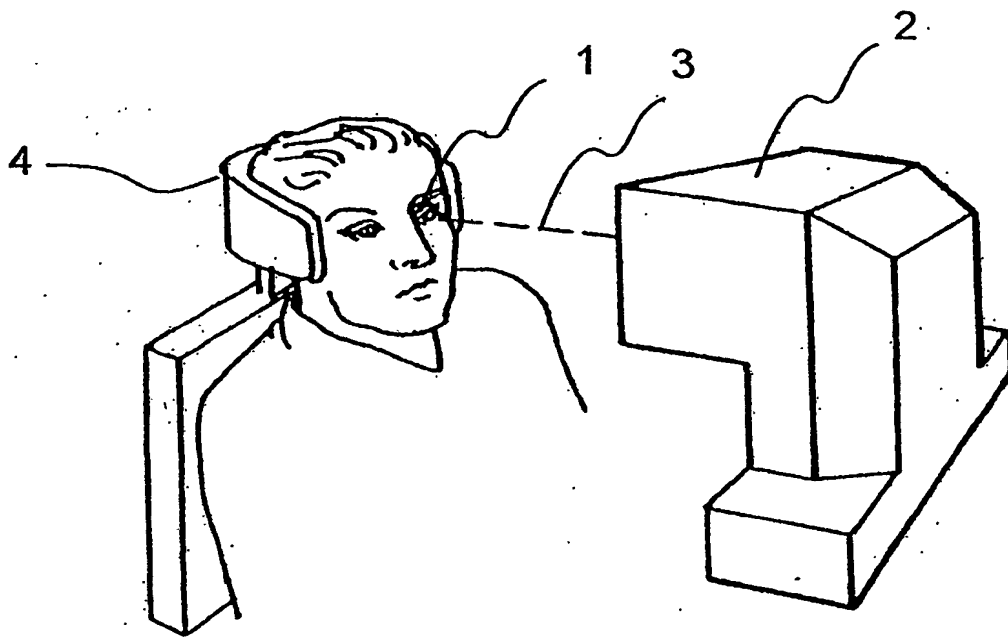


Fig. 1

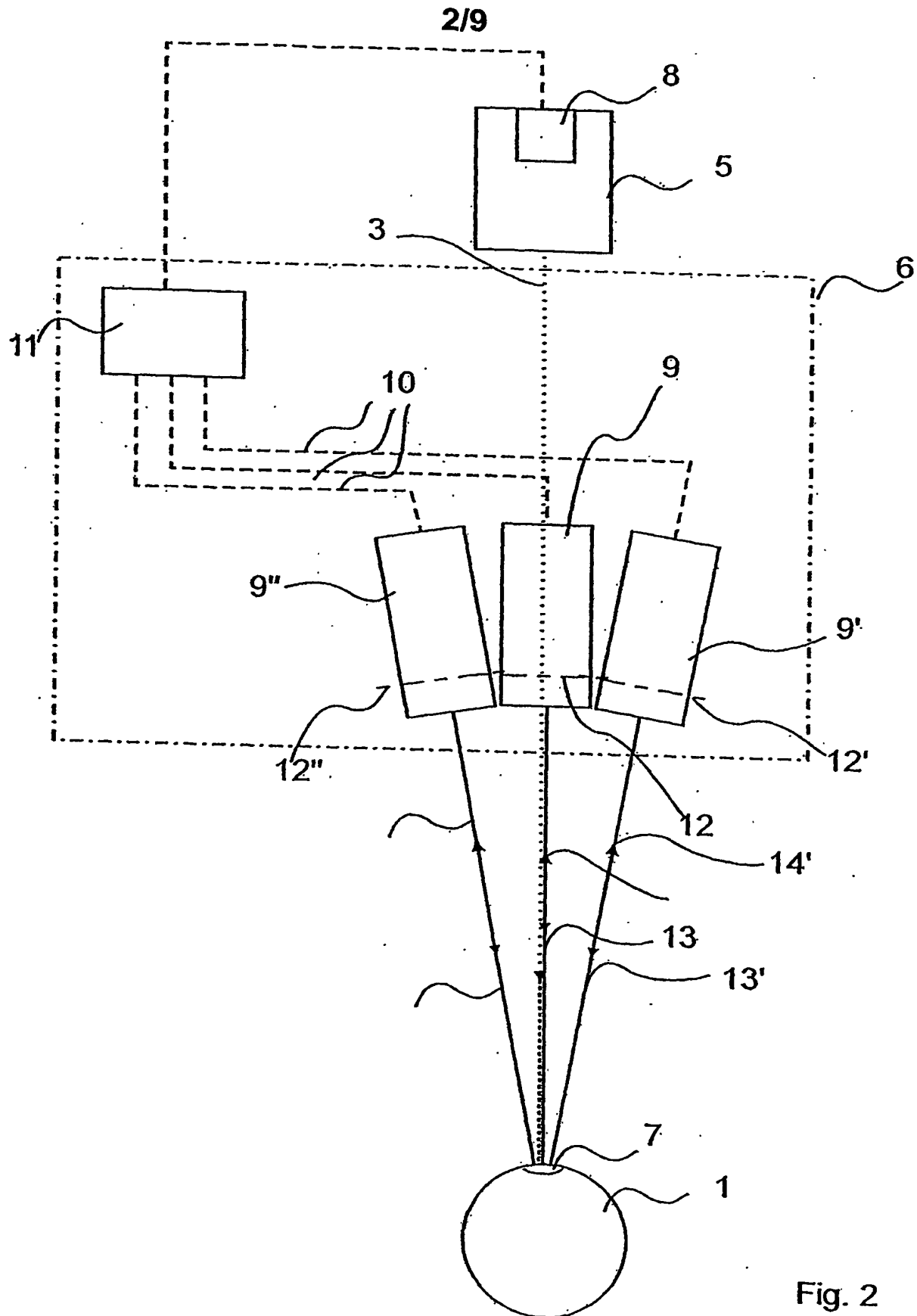


Fig. 2

3/9

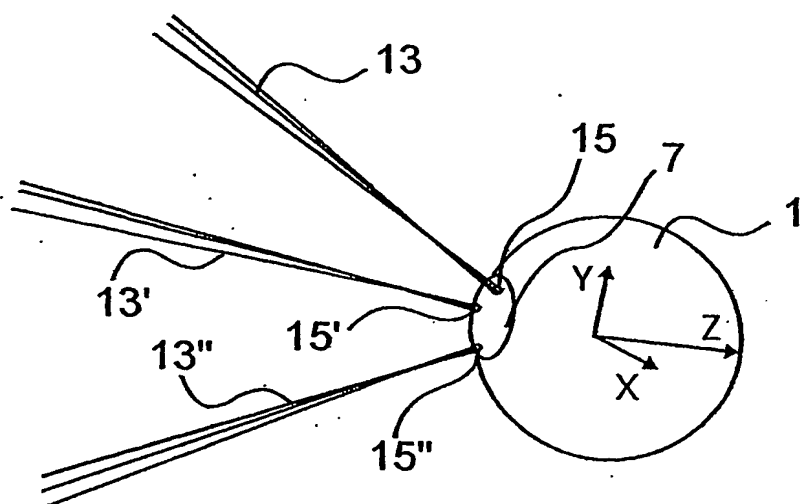


Fig. 3

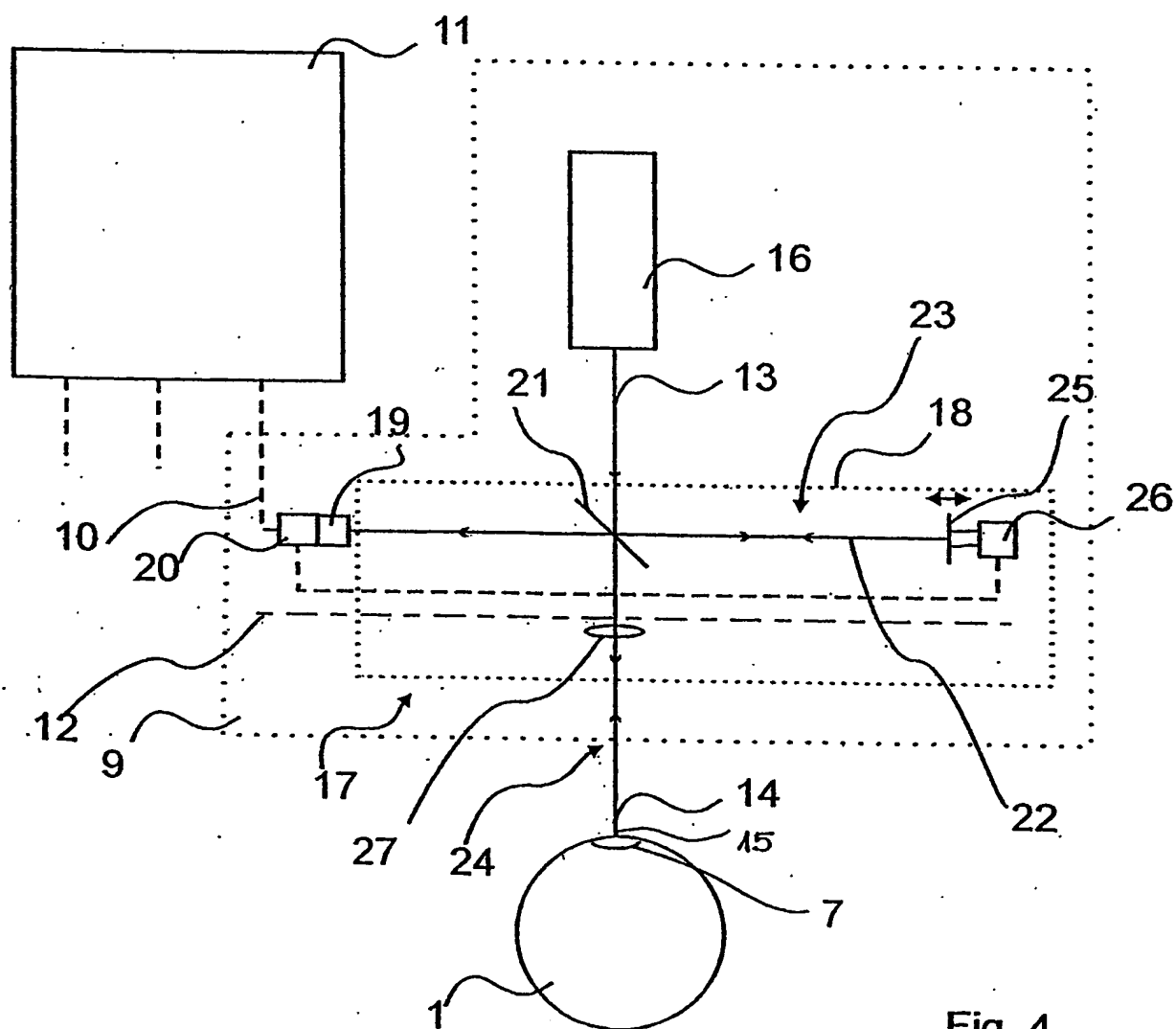


Fig. 4

4/9

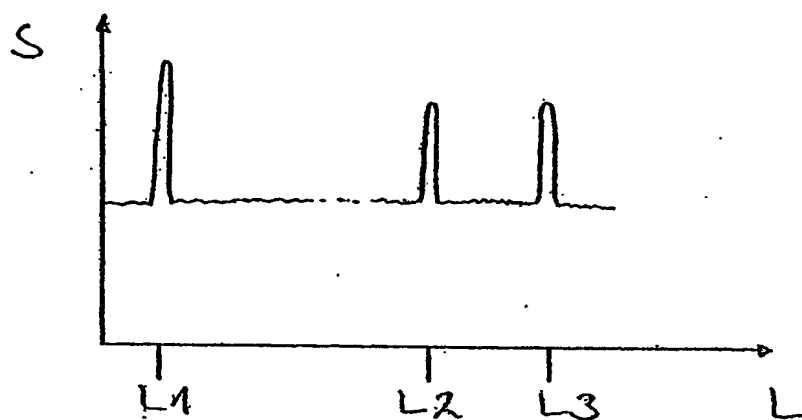


Fig. 5

5/9

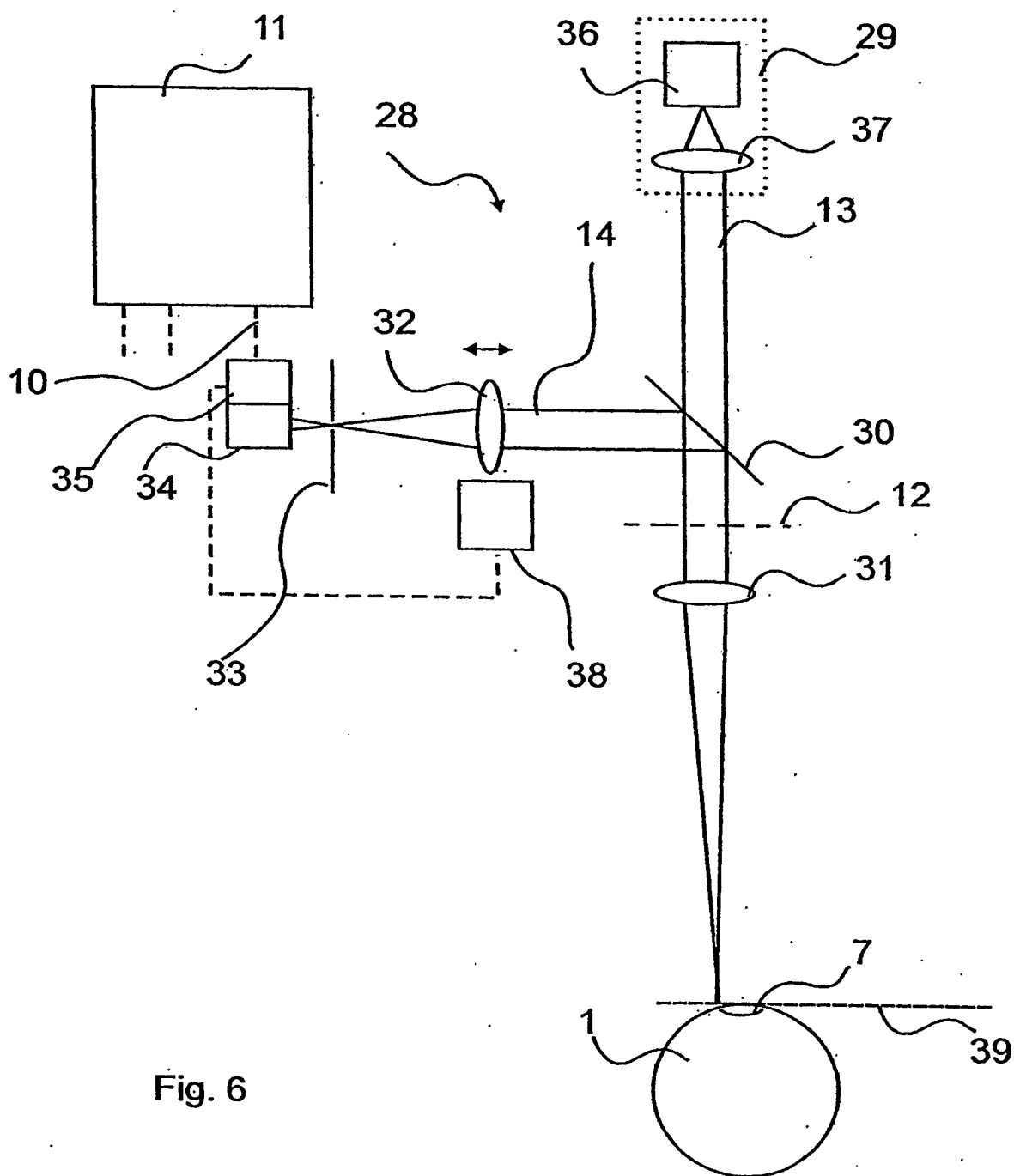


Fig. 6

6/9

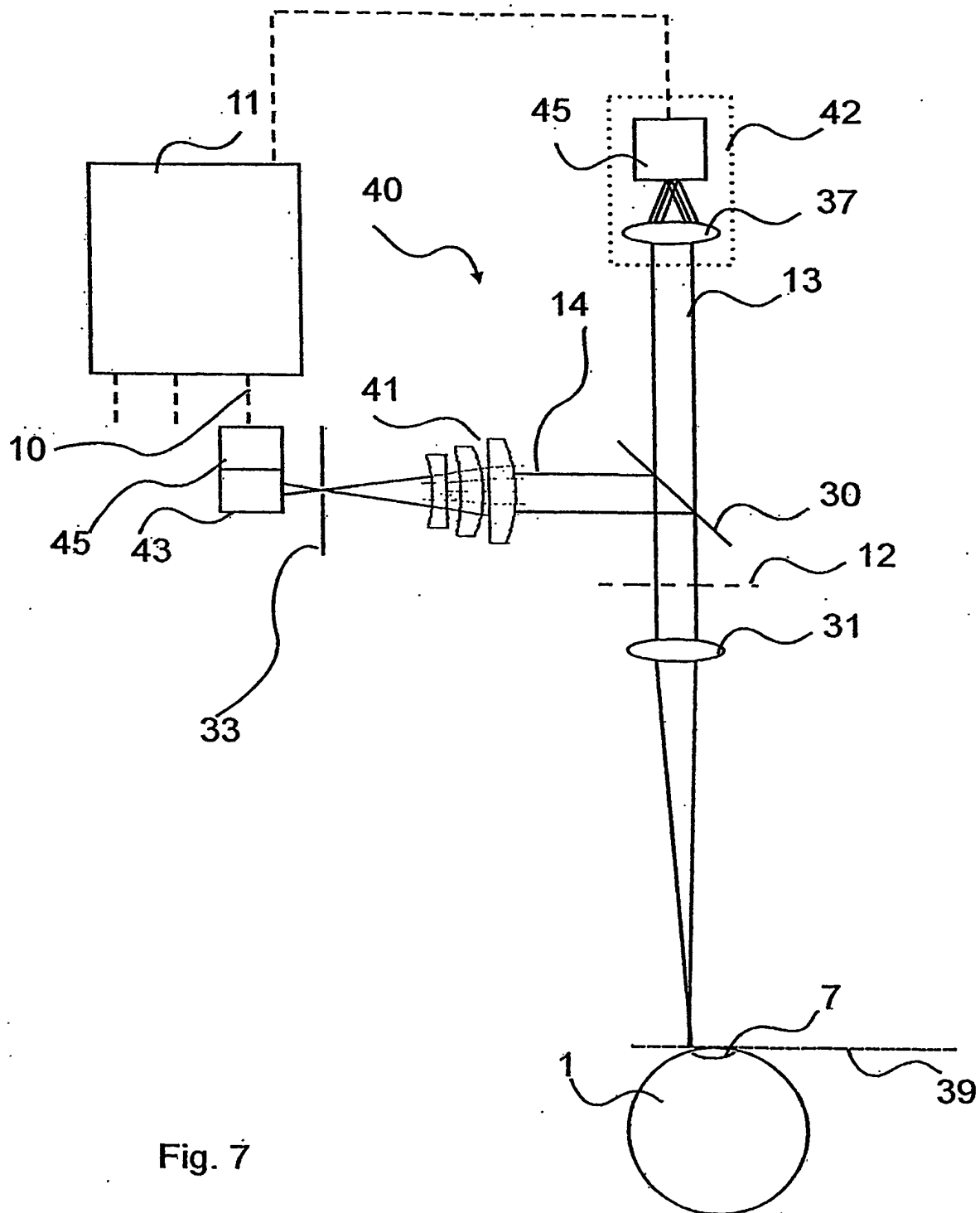


Fig. 7

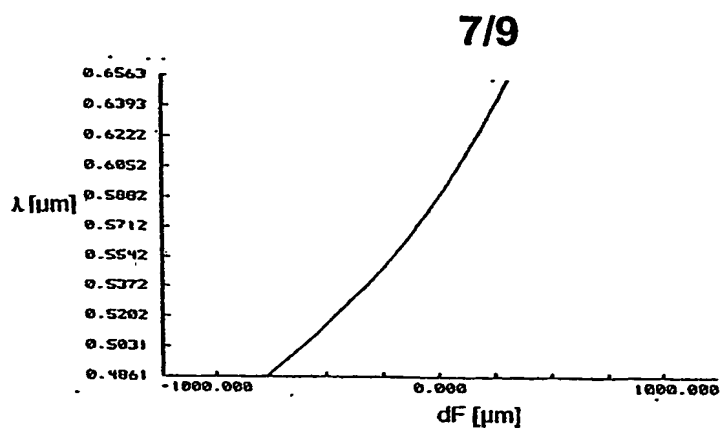


Fig. 8

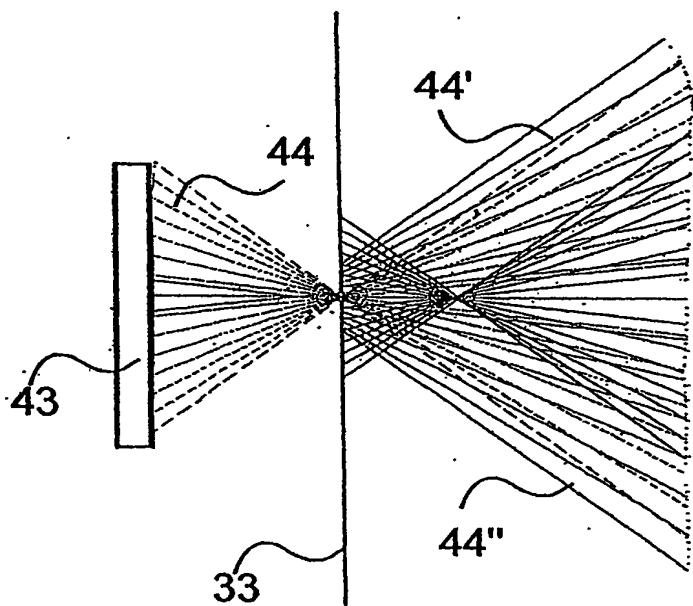


Fig. 9

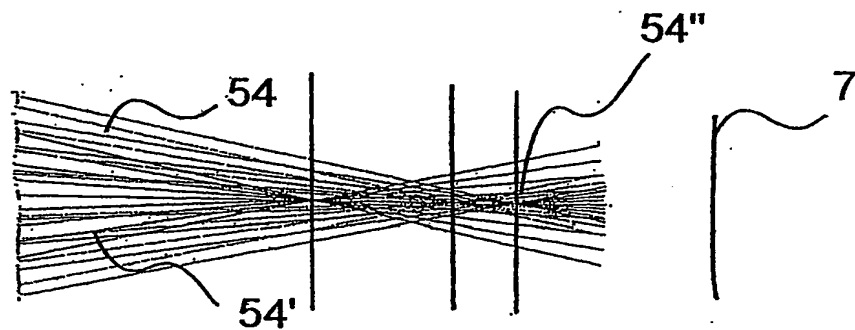


Fig. 11

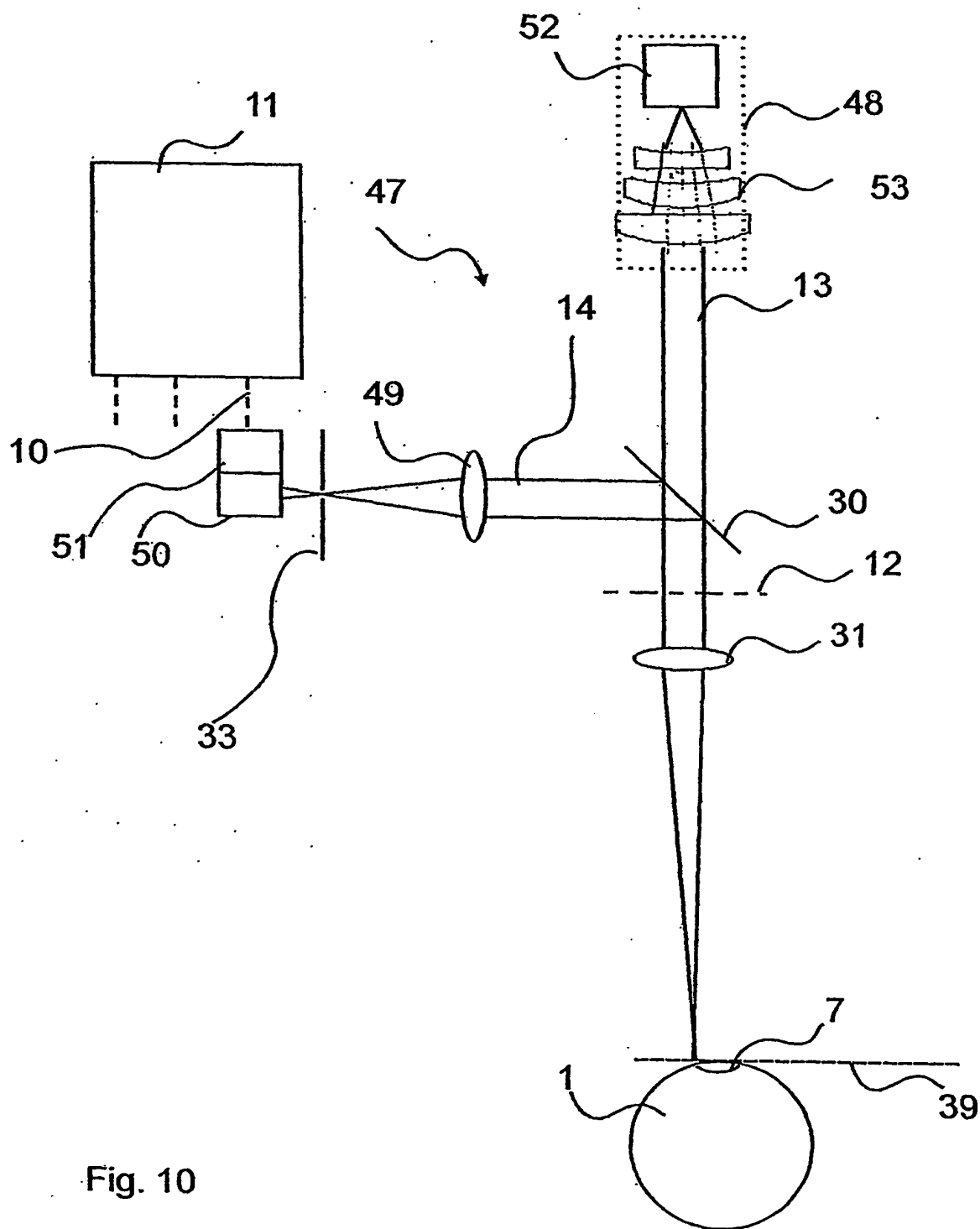


Fig. 10

9/9

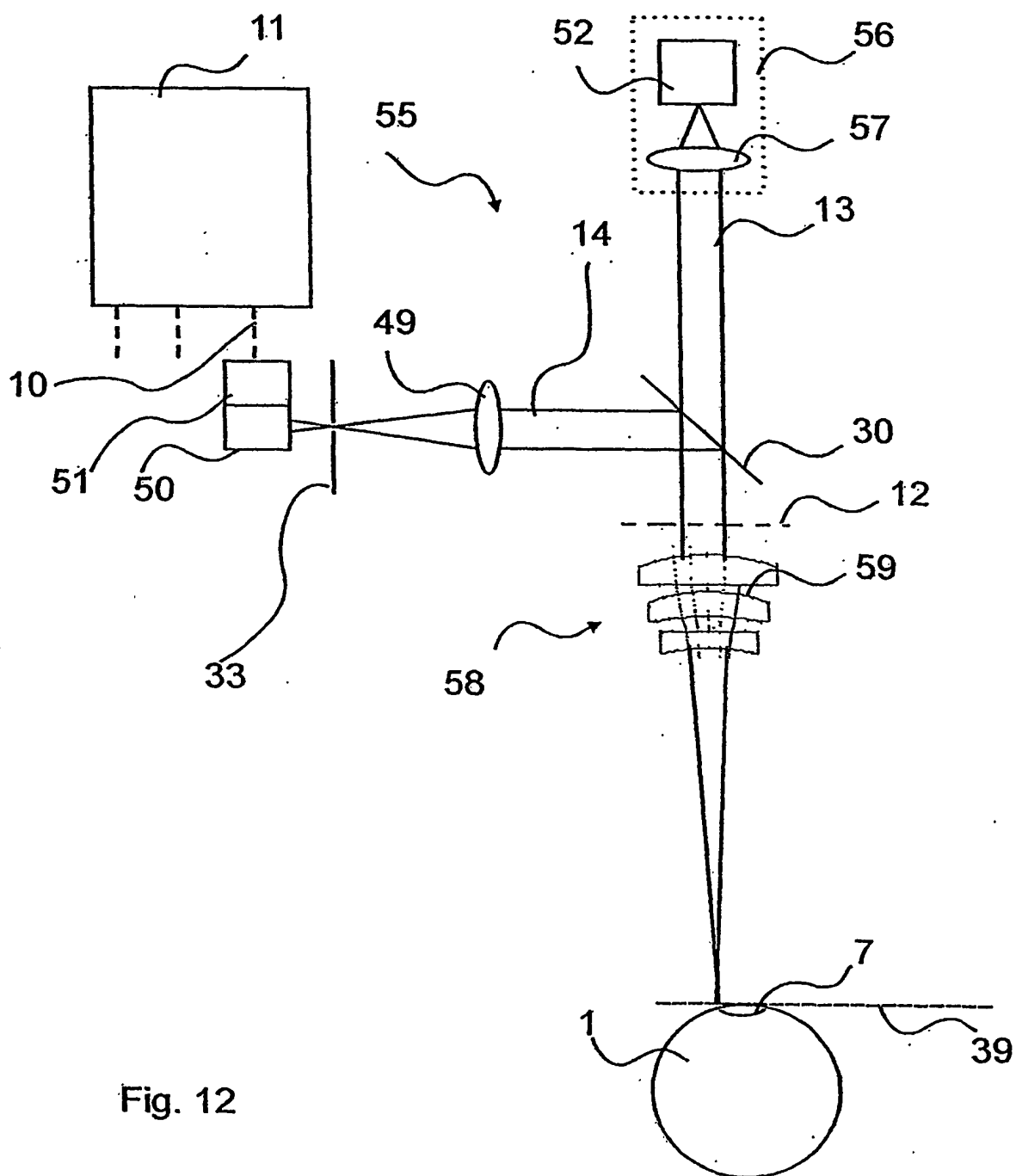


Fig. 12

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No
PCT/EP2004/006135

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

IPC 7 A61B3/113

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
IPC 7 A61B A61F G02B

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used)

EPO-Internal, WPI Data, PAJ

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 2002/013573 A1 (TELFAIR WILLIAM B ET AL) 31 January 2002 (2002-01-31) paragraph '0020! - paragraph '0021!; figure 1a	1, 18
A	US 5 442 412 A (FREY RUDOLPH W ET AL) 15 August 1995 (1995-08-15) column 3, line 6 - column 4, line 49	1, 18
P, X	DE 102 07 535 A (ZEISS CARL) 11 September 2003 (2003-09-11) paragraph '0058! - paragraph '0060!; claim 1; figure 3	1, 18

☐ Further documents are listed in the continuation of box C.

☒ Patent family members are listed in annex.

* Special categories of cited documents :

- *A* document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
- *E* earlier document but published on or after the international filing date
- *L* document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
- *O* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
- *P* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

- *T* later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
- *X* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
- *Y* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.
- *&* document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

4 October 2004

Date of mailing of the international search report

11/10/2004

Name and mailing address of the ISA

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 851 epo nl,
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Hooper, M

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No

PCT/EP2004/006135

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2002013573	A1	31-01-2002	US 5782822 A	21-07-1998
			AU 1796399 A	31-05-1999
			DE 19852318 A1	30-09-1999
			WO 9923936 A2	20-05-1999
			AU 715641 B2	10-02-2000
			AU 7028896 A	01-05-1997
			CA 2185779 A1	28-04-1997
			EP 0770370 A2	02-05-1997
			IL 119429 A	10-12-2003
			IL 153675 A	28-03-2004
			JP 9122168 A	13-05-1997
			US 2002133146 A1	19-09-2002
US 5442412	A	15-08-1995	NONE	
DE 10207535	A	11-09-2003	DE 10207535 A1	11-09-2003

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2004/006135

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES
IPK 7 A61B3/113

Nach der Internationalen Patentklassifikation (IPK) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPK

B. RECHERCHIERTE GEBIETE

Recherchierte Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole)
IPK 7 A61B A61F G02B

Recherchierte aber nicht zum Mindestprüfstoff gehörende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherchierten Gebiete fallen

Während der internationalen Recherche konsultierte elektronische Datenbank (Name der Datenbank und evtl. verwendete Suchbegriffe)
EPO-Internal, WPI Data, PAJ

C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
A	US 2002/013573 A1 (TELFAIR WILLIAM B ET AL) 31. Januar 2002 (2002-01-31) Absatz '0020! - Absatz '0021!; Abbildung 1a	1,18
A	US 5 442 412 A (FREY RUDOLPH W ET AL) 15. August 1995 (1995-08-15) Spalte 3, Zeile 6 - Spalte 4, Zeile 49	1,18
P,X	DE 102 07 535 A (ZEISS CARL) 11. September 2003 (2003-09-11) Absatz '0058! - Absatz '0060!; Anspruch 1; Abbildung 3	1,18

☐ Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen

☒ Siehe Anhang Patentfamilie

* Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen :

A Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist

E älteres Dokument, das jedoch erst am oder nach dem internationalen Anmeldedatum veröffentlicht worden ist

L Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer anderen im Recherchenbericht genannten Veröffentlichung belegt werden soll oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie ausgeführt)

O Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht

P Veröffentlichung, die vor dem internationalen Anmeldedatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist

T Spätere Veröffentlichung, die nach dem internationalen Anmeldedatum oder dem Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, sondern nur zum Verständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzips oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben ist

X Veröffentlichung von besonderer Bedeutung, die beanspruchte Erfindung kann allein aufgrund dieser Veröffentlichung nicht als neu oder auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden

Y Veröffentlichung von besonderer Bedeutung, die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren anderen Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann naheliegend ist

Z Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist

Datum des Abschlusses der internationalen Recherche

4. Oktober 2004

Absenddatum des internationalen Recherchenberichts

11/10/2004

Name und Postanschrift der internationalen Recherchenbehörde
Europäisches Patentamt, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,
Fax (+31-70) 340-3016

Bevollmächtigter Bediensteter

Hooper, M

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2004/006135

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
US 2002013573 A1	31-01-2002	US 5782822 A	21-07-1998
		AU 1796399 A	31-05-1999
		DE 19852318 A1	30-09-1999
		WO 9923936 A2	20-05-1999
		AU 715641 B2	10-02-2000
		AU 7028896 A	01-05-1997
		CA 2185779 A1	28-04-1997
		EP 0770370 A2	02-05-1997
		IL 119429 A	10-12-2003
		IL 153675 A	28-03-2004
		JP 9122168 A	13-05-1997
		US 2002133146 A1	19-09-2002
US 5442412 A	15-08-1995	KEINE	
DE 10207535 A	11-09-2003	DE 10207535 A1	11-09-2003